

**Ergebnisse der inversen Delta-III-Schulterendoprothese
bei Rotatorendefektarthropathie, fehlverheilten Frakturen und
Wechseloperationen**

Dissertation

zur Erlangung des akademischen Grades *doctor medicinae*
an der Medizinischen Fakultät der Friedrich-Schiller-Universität Jena

vorgelegt dem Rat der Medizinischen Fakultät

von Anika Irlenbusch

geb. 29.12.1978 in Holzminden

Gutachter:

1. Prof. Dr. med. Dr. rer. nat. Gunther O. Hofmann, Universitätsklinikum Jena
2. Prof. Dr. med. Andreas Roth, Waldkrankenhaus Eisenberg
3. Prof. Dr. med. Christoph Josten, Universitätsklinikum Leipzig

Tag der öffentlichen Verteidigung: 07.05.2013

Abkürzungsverzeichnis

ADL	Activity of Daily Living
AHD	Akromio-humerale-Distanz
AR	Außenrotation
CS	Constant Score
FS	Fracture sequelae (Frakturfolgezustände/fehlverheilte Frakturen)
FU	Follow-Up
HA	Hemiarthroplastik
HK	Humeruskopf
HO	Humerales Offset
IRMR	Irreparable Rotatorenmanschettenruptur
OR	Odds Ratio
PE	Polyethylen
R	Rotationszentrum
RA	Rheumatoide Arthritis
RDA	Rotatorendefektarthropathie
RM	Rotatorenmanschette
ROM	Range of Movement
RSP	Reversed Shoulder Prosthesis
SD	Standardabweichung
STEP	Schulter-Total-Endoprothese
TSA	Total Shoulder Arthroplasty
W	Wechsel (Prothesenwechsel)

Inhaltsverzeichnis

	Seite
1. Zusammenfassung	1
2. Einleitung	4
2.1. Anatomie und Kinematik des Schultergelenkes	4
2.2. Prinzip, Biomechanik und Indikation inverser Schulterendoprothesen	6
2.3. Krankheitsbilder	12
2.3.1. Rotatorendefektarthropathie	12
2.3.2. Fehilverheilte Frakturen/Frakturenfolgen/Fracture Sequelae	14
2.3.3. Prothesenwechsel	16
2.3.4. Frakturen	18
2.3.5. Irreparable Rotatorenmanschettenruptur	19
2.3.6. Rheumatoide Arthritis	20
2.3.7. Tumoren	21
2.4. Aktuelle Weiterentwicklungen Inverser Schulterendoprothesen	21
3. Ziele der Arbeit/Aufgabenstellung	25
4. Methoden und Material	27
4.1. Patientengut	27
4.2. Klinische Kriterien	28
4.3. Radiologische Kriterien	29
4.4. Operationstechnik	34
4.5. Nachbehandlung	35
4.6. Statistische Verfahren	35
5. Ergebnisse	39
5.1. Constant Score	39
5.2. Komponenten des Constant Scores	43
5.2.1. Schmerz	43
5.2.2. Kraft	44
5.2.3. Beweglichkeit	45
5.2.3.1. Aktive und passive Anteversion	45
5.2.3.2. Aktive und passive Abduktion	46

5.2.3.3.	Aktive und passive Außenrotation	47
5.3.	Komplikationen	49
5.3.1.	Notching	50
5.3.2.	Ossifikationen/Sporn	50
5.3.3.	Lysesäume/radiolucent lines	51
5.3.4.	Materiallockerungen/Dekonnektionen	51
5.3.5.	Luxationen, Akromion- und Korakoidfrakturen	51
5.3.6.	Hämatome	52
5.3.7.	Infektionen	52
6.	Diskussion	53
7.	Schlussfolgerung	65
8.	Literatur- und Quellenverzeichnis	I-XII
9.	Anhang	
9.1.	Danksagung	1
9.2.	Ehrenwörtliche Erklärung	2

1. Zusammenfassung

Das Schultergelenk, das beweglichste Gelenk des menschlichen Körpers, benötigt für seine volle Funktionsfähigkeit eine Stabilisierung des Gelenkes durch die Muskeln der Rotatorenmanschette (RM). Diese Muskeln zentrieren den Humeruskopf vor der Gelenkpfanne, z.B. bei Elevation des Armes, wohingegen die extrinsischen Schultermuskeln für die eigentliche Funktion und Kraftentfaltung verantwortlich sind. Verschiedene degenerative oder entzündliche Gelenkerkrankungen, sowie traumatische Schädigungen führen jedoch nicht nur zu einer Zerstörung der Gelenkflächen selbst, sondern oftmals auch zu einer schweren Beeinträchtigung der RM. Der Ersatz der Gelenkflächen durch eine anatomische Prothese kann in diesen Fällen nur zu einem Teilergebnis führen, da eine dynamische Stabilisierung des Rotationszentrums durch die RM nicht mehr möglich ist. Eine weitgehende Wiederherstellung der Funktion ist deshalb nur mittels Implantation einer halbgekoppelten (semiconstrained) Schulterendoprothese möglich. Diese verfügt über ein fixes Rotationszentrum, das als Widerlager bei Elevation des Armes dient. Auf diese Weise ist ein Anheben des Armes allein durch die Funktion des Deltamuskels möglich.

Die Implantation einer inversen Schulterendoprothese (engl.: Reversed Shoulder Prosthesis/RSP) führt zu einer Verlagerung des physiologischen Rotationszentrums nach medial und kaudal. Damit verbunden ist eine Verlängerung des Armes, eine erhöhte Spannung des Deltamuskels und anderer Strukturen, sowie die Gefahr des Kontaktes zwischen der Humeruskomponente und der Skapula. Aus diesen Problemen resultieren verschiedene Komplikationsmöglichkeiten, welche die Funktion und die Standzeit der Prothese beeinträchtigen können.

Diese Arbeit untersucht die mittelfristigen Ergebnisse der inversen Delta-III-Schulterendoprothese bei unterschiedlichen Indikationen (Rotatorendefektarthropathie/RDA, fehlverheilten Frakturen = Frakturfolgen/FS und Prothesenwechsel/W) und vergleicht die Komplikationen und den Profit für den Patienten

mit Ergebnissen in der aktuellen Literatur. Dabei wird die Bewertung der Ergebnisse im Kontext der Literatur kritisch hinterfragt und diskutiert.

Die von einem, vom Operateur unabhängigen, Untersucher erhobenen Daten stammen von 57 Patienten mit 59 konsekutiv operierten Schultern, welchen in den Jahren von 2003 bis 2007 eine RSP (Delta-III, Fa. DePuy) implantiert wurde. Es wurden die Daten von 52 weiblichen und 7 männlichen Schultergelenken mittleren Alters von 64,3 (62,3-81,8) Jahren bei einer durchschnittlichen Nachuntersuchungszeit von 42,6 Monaten (SD 14,6 Monate; Min. 22,4/Max. 85,1 Monate) erhoben.

Die klinischen Resultate wurden anhand des Constant Scores (CS; mit den Items Activity of Daily Living, Schmerz, Beweglichkeit, und Kraft) bewertet, welcher durchschnittlich von 18 (2-55) auf 59 (17-96) Punkte anstieg.

Im Einzelnen verbesserten sich die Werte bei der RDA von 26 auf 72 Punkte, in der Gruppe der FS von 13 auf 47 Punkte und bei Wechsel auf eine RSP von 11 auf 48 Punkte. Die Beweglichkeit, gemessen anhand der aktiven Anteversion, verbesserte sich von 47° auf 105°, die aktive Abduktion von 46° auf 93°. Die Kraft wurde mittels eines mobilen Tensiometers ermittelt und stieg im Durchschnitt um 1,2 Punkte. Den größten Zuwachs an Kraft zeigte die Gruppe der Wechseloperationen mit einem Delta von 1,6, gefolgt von der FS mit einem Delta von 1,2. Schlusslicht beim Kraftzuwachs bilden die RDA mit einem Delta von 0,7.

Die 17 aufgetretenen Komplikationen entsprechen einer Komplikationsrate von 28,8%. Im Einzelnen handelte es sich um 5 Infektionen (in allen Fällen erfolgte eine Voroperation), 5 Hämatome (davon 3 punktionspflichtig, zwei revisionspflichtig) und 2 neurologische Beeinträchtigungen (eine vollständig reversible Radialisparese und eine temporäre Axillarisparese). Es wurden 3 Luxationen und 2 Materiallockerungen beobachtet. Die Notchingrate lag insgesamt bei 86,4%, was 51 von 59 behandelten Schultern entspricht. In zwei Fällen wurden Lysesäume an der Glenoidkomponente nachgewiesen, am Humerusschaft traten keine Lysesäume auf.

Die RSP bietet eine hervorragende Möglichkeit zur Wiederherstellung der Schulterfunktion und zur Behandlung chronischer Schmerzen bei schweren destruktiven Schultererkrankungen, bei denen mit anderen chirurgischen und konservativen Methoden keine befriedigende Verbesserung erreicht werden kann. Allerdings erfordert die hohe Komplikationsrate eine strenge Indikationsstellung. Die Arbeit setzt sich deshalb nicht nur mit den Ergebnissen nach Implantation einer RSP bei den drei untersuchten Krankheitsbildern (RDA, FS, W) auseinander, sondern beleuchtet auch den Zusammenhang zwischen Indikation und Komplikationsrate sowie weiteren Faktoren, die das klinische Ergebnis beeinflussen.

2. Einleitung

2.1. Anatomie und Kinematik des Schultergelenks

Das Schultergelenk ist im Gegensatz zu dem knöchern geführten formschlüssigen Hüftgelenk ein kraftschlüssiges, dynamisch stabilisiertes Gelenk. Dies bedeutet, dass zu Gunsten des größtmöglichen Bewegungsumfangs die Stabilität durch Muskeln, Bänder und Kapselapparat generiert werden muss.

Die Beweglichkeit der Schulter wird durch mehrere Mechanismen und deren Interaktion ermöglicht. So gleitet die Skapula über eine Muskelschicht, bestehend aus dem M. serratus anterior und der oberflächlichen Rückenmuskulatur auf der Thoraxwand und wird dadurch multidirektional mit der Thoraxwand verspannt (Skapulothorakalgelenk – per definitionem ein „falsches Gelenk“). Die drei „richtigen“ Gelenke, welche die Schulterbeweglichkeit ermöglichen, sind das Glenohumeral-, Akromioklavikular- und das Sternoklavikulargelenk. Die Beweglichkeit der Skapula wird durch die Klavikulargelenke begrenzt. Diese Einschränkung dient am Glenoid einer höheren Kraftleitung durch ihre Funktion als Widerlager und vergrößert auch den Aktionsradius des Humerus (Friedmann 1992). Letztendlich bildet das Sternoklavikulargelenk die einzige knöcherne Verbindung der oberen Extremität mit dem Thorax. Vor allem bei Abduktion und Elevation des Armes wird das Skapulothorakal- und Glenohumeralgelenk betätigt. Rotationsbewegungen beschränken sich auf das Glenohumeralgelenk. Betrachtet man das Größenverhältnis der Gelenkflächen des Humeruskopfes zum Glenoid von 4:1 (Schiebler 2003), so fällt die verhältnismäßig große Fläche des Humeruskopfes (HK) auf, welche auf einem relativ kleinen Glenoid gleitet. Die hohe Dislokationsrate des Schultergelenks lässt sich angesichts dieser anatomischen Verhältnisse gut nachvollziehen.

Das Dach des Glenohumeralgelenkes (Fornix humeri) wird durch die knöchernen Strukturen des Akromions und des Prozessus korakoideus gebildet, welche durch das Ligamentum korakoakromiale verbunden sind (Abb. 1). Diese Struktur verbessert zusätzlich die Hebelwirkung einiger Muskeln (M. deltoideus und M. korakobrachialis). Favard et al. (2006) gaben für den enormen Bewegungs-

umfang bei intaktem Muskel-/ Sehnenapparat aber lediglich eine Verlagerung des Rotationszentrums von maximal 5 mm an – eine erstaunliche Leistung und Präzision, welche durch die zentrierende Funktion des Halteapparates des Schultergelenks ermöglicht wird. Die Funktion der Rotatorenmanschette (M. subskapularis, M. supraspinatus, M. infraspinatus, M. teres minor) ist in ihrer Funktion vergleichbar mit einem dynamischen Führungs- oder Stabilisierungsapparat. Sie zentriert den HK vor dem Glenoid und dient gleichzeitig als Widerlager für den Deltamuskel. Fällt diese Stabilität im Schultergelenk aus, so führt dies zu einer Verlagerung des Rotationszentrums, so dass der HK nach kranial migriert, woraus eine massive Instabilität resultiert.

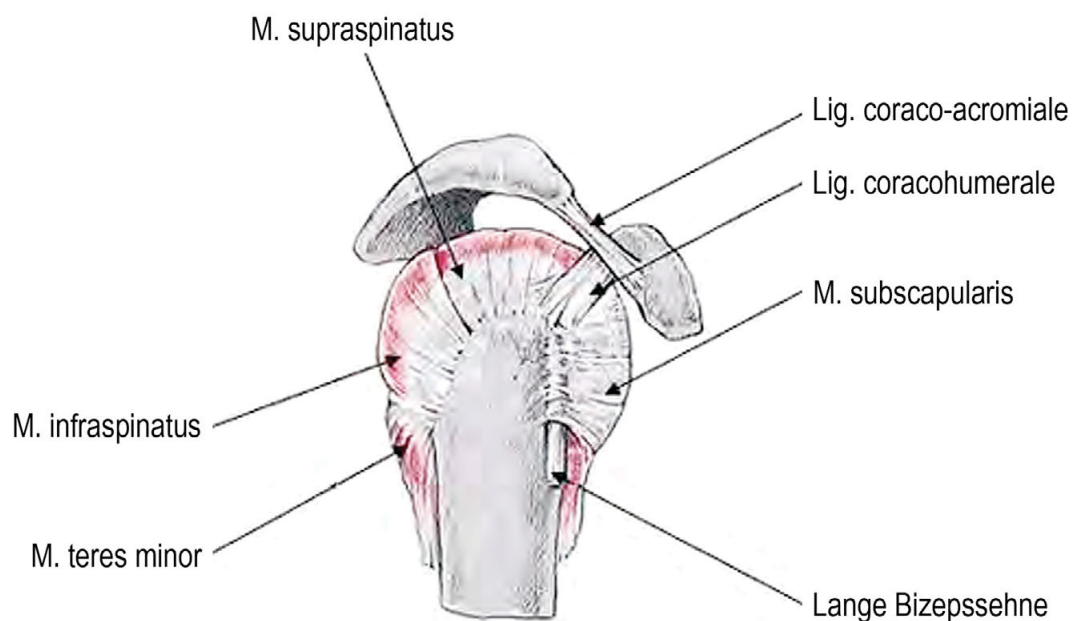


Abb. 1: Bestandteile der Rotatorenmanschette (aus: Engel 2009)

Auch Steenbrink et al. (2009) untersuchten die Biomechanik des Schultergelenks. Die Autoren kamen zu dem Ergebnis, dass allein der Ausfall der Supra-

spinatussehne nicht für die Instabilität im Schultergelenk verantwortlich ist. Sie fanden auch heraus, dass der Teres minor erheblich zur glenohumeralen Stabilität beiträgt. Die definitive Instabilität ist somit die Folge eines komplexen Vorganges und tritt nach einem massiven Rotatorendefekt ein, wenn neben den Hilfsmuskeln wie Latissimus dorsi und Pectoralis major der Deltamuskel allein die Kraft in der Schulter generieren muss. In dem untersuchten Patientengut wurde beobachtet, dass der elektromyographische Nachweis der Aktivität dieser Hilfsmuskeln ein diagnostischer Marker bei einer massiven Defektarthropathie ist.

2.2. Prinzip, Biomechanik und Indikation inverser Schulterendoprothesen

Die Bezeichnung der inversen Schulterendoprothese beruht auf dem im Vergleich zur Anatomie der Schulter umgekehrten Prinzip von Kugel und Pfanne: Hier rotiert die am Humerus befindliche pfannenförmige Komponente um eine halbkugelige Glenosphäre, welche am Skapulahals über eine Basisplatte (Metaglène) verankert wird (Abb. 2). Es resultiert ein fixes Rotationszentrum, so dass von einer halb gekoppelten Prothese (semiconstrained) gesprochen wird – trotz Funktionsverlustes der RM ist der proximale Humerus vor dem Glenoid stabilisiert, so dass der Deltamuskel in der Lage ist, den Arm zu erheben.

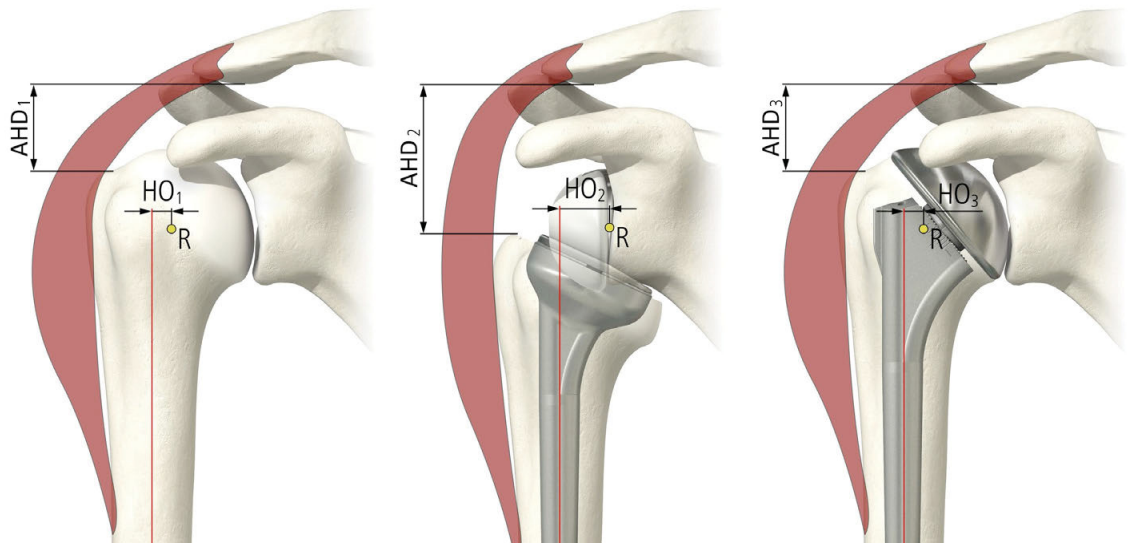


Abb. 2: Physiologische Gelenkverhältnisse, inverse und anatomische Prothese: Die Implantation einer RSP (Mitte) führt zu einer Vergrößerung der Distanz zwischen dem Akromion und Tuberkulum majus (AHD) sowie zu einer Vergrößerung des humeralen Offset (HO). Im Gegensatz dazu sind bei Implantation einer anatomischen Prothese (rechts) im Idealfall die Verhältnisse identisch mit den Ausgangsbedingungen.

Die Delta-III-Prothese war die erste inverse Endoprothese, die eine breite Anwendung gefunden hat. Insbesondere wies diese RSP eine wesentlich höhere Stabilität der knöchernen Verankerung auf als ihre Vorgänger. Sie geht auf den von Paul Grammont 1985 entwickelten Prototypen der Deltaprothese zurück. Die Delta-III-Prothese wurde von Paul Grammont erst 1991 entwickelt und findet in modifizierter Form noch heute Verwendung (Naveed 2011). Sie besteht aus 3 Komponenten (Abb. 3): Einer gegen die Pfannenfläche verankerten Basisplatte (Metaglène), mit der darauf montierten Glenosphäre und der humeralen Komponente (Schaft mit metaphysärer Komponente und konkaver Polyethylenpfanne).



Abb. 3: Komponenten der Delta-III-Prothese (von links nach rechts): Prothesenschaft, metaphysäre Komponente, humerale Gelenkfläche aus PE, Glenopshäre (skapulaseitige Gelenkfläche aus Metall), Metaglène (Basisplatte), superiore und inferiore winkelstabile Schraube. Zusätzlich können eine anteriore und posteriore Zugschraube (nicht abgebildet) zur Befestigung der Basisplatte eingebracht werden (aus: DELTA CTA Reverse Shoulder Prosthesis, Surgical Technique, DePuy - a Johnson&Johnson Company).

Die Implantation einer RSP bewirkt die Rekonstruktion eines stabilen Rotationszentrums, welches im Vergleich zur normalen Anatomie des Schultergelenkes nach medial verlagert ist (Abb. 2). Dies bewirkt eine Zunahme des Drehmoments des Deltamuskels von 20-30% (Grammont 1993). Wie Terrier et al. (2008) anhand eines biomechanischen Versuchs mit der reversen Aequalis-Prothese belegen konnten, wird der Hebelarm des Deltamuskels vor allem zu Beginn der Abduktion verbessert. Die maximal notwendige Kraft, die zum Erheben des Armes erforderlich ist, wird für eine anatomische Schulter mit 86% des Körpergewichtes angegeben. Dagegen betrug sie bei Verwendung der RSP lediglich 42% des Körpergewichtes. Die zum Heben des Armes aufgewendete Kraft sank somit um 50%.

Die Medialisierung des Rotationszentrums unter die Basisplatte durch Grammont führte im Vergleich zu älteren gekoppelten und halbgekoppelten Prothe-

sen auch zu einer Reduzierung der auf die Verankerung der Basisplatte einwirkenden Kräfte und dadurch zu einer höheren Stabilität und Haltbarkeit (Loew 2010). Im Gegensatz dazu wiesen ältere Prothesenmodelle meist ein lateralisiertes Rotationszentrum auf, so dass infolge der Hebelwirkung wesentlich größere Kräfte auf die Verankerung einwirkten (Abb. 4) und deshalb die Haltbarkeit unbefriedigend war.

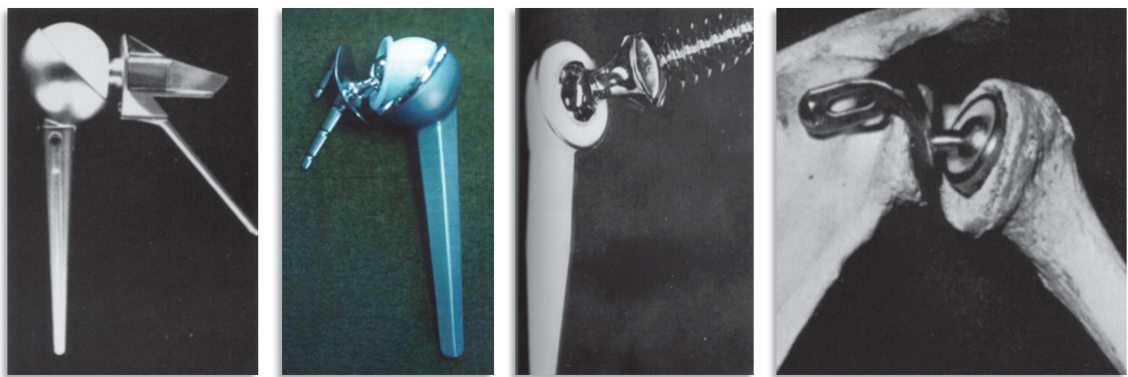


Abb. 4: Verschiedene historische Modelle gekoppelter und halbgekoppelter Schulterprothesen mit lateralisiertem Rotationszentrum; von links nach rechts Modelle Fenlin, DePuy, Kessel, Kölbl.

Aufgrund der Medialisierung des Rotationszentrums sind RSP mit dem Problem des Skapulanotchings verbunden (Sirveaux 2004). Man versteht darunter die Arrosion des knöchernen Skapularandes (Abb. 5) durch die humerale Komponente. Gleichzeitig kommt es an der Kontaktzone der humoralen Komponente zu massivem Polyethylen- (PE) Abrieb, der seinerseits zu osteolytischen Veränderungen in diesem Bereich führt (siehe auch Methodik Abschnitt 4.3.). In Extremfällen ist auch ein Kontakt zwischen der Humeruskomponente und der inferioren Befestigungsschraube der Glenoidkomponente, bis hin zu Schraubenbrüchen möglich (Lévigne 2008). Das Notching hängt in starkem Maße von den anatomischen Gegebenheiten, speziell dem Skapulahalswinkel ab. Bei einem Winkel über 90° ist die Gefahr des Notching wesentlich höher als bei einem niedrigeren Winkel (Simovitch 2007). Im Extremfall kann der Winkel so

flach sein, so dass von einem eigentlichen Skapulahals nicht mehr gesprochen werden kann.

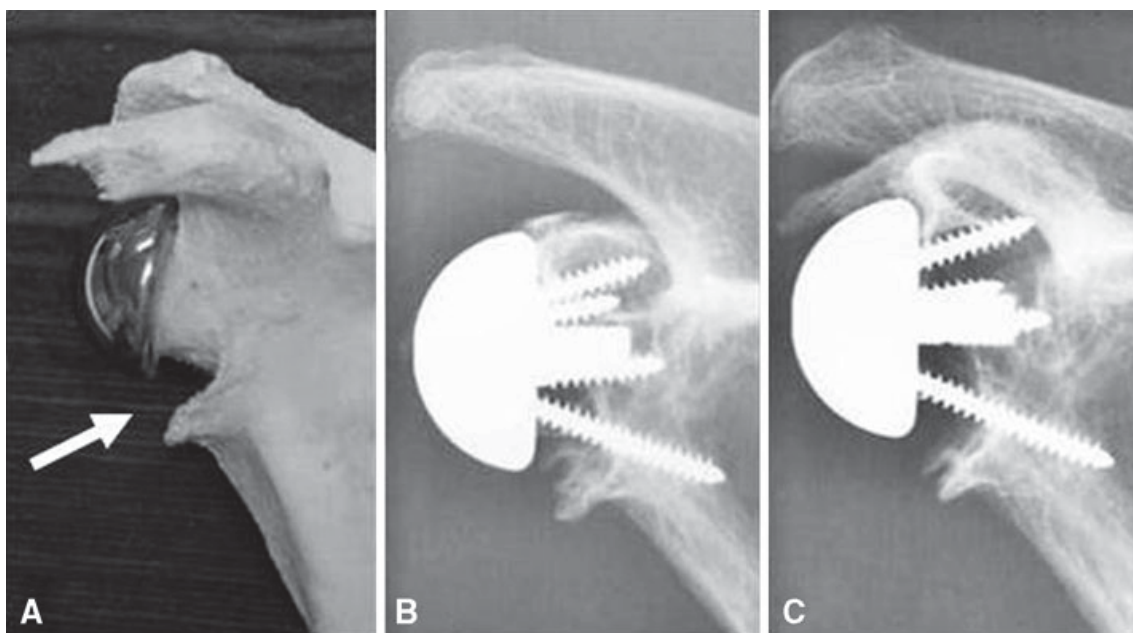


Abb. 5: Skapulanotching: a) am medialen Rand der Notch hat sich ein großer Sporn herausgebildet, der die Notch tiefer erscheinen lässt als sie tatsächlich ist; b) die über die inferiore Schraube hinausgehenden Osteolysen können nicht mechanisch bedingt sein, sondern sind wahrscheinlich auf die PE-Krankheit zurückzuführen (aus: Middernacht 2008).

Um das Notching zu verringern und den Bewegungsumfang im Schultergelenk zu erhöhen, bestehen laut Valenti et al. (2001) vier Optionen: Eine möglichst niedrige Positionierung der Metaglene, Generierung eines Prothesenüberhangs der Glenosphäre, Lateralisierung des Rotationszentrums durch Unterfütterung der glenoidalen Komponenten mit Knochen oder durch Inlays und ein weniger medialisiertes Design der Prothese. Daneben besteht bei der Delta-III-Prothese das Problem der Dekonnektion von Schaftkomponenten, insbesondere bei Implantation in Revisionsfällen, wenn die knöchernen Substanz im Bereich der Metaphyse derart zerstört ist, dass die Prothese nur in den Schaft einzementiert werden kann. Moderne Schäfte sind deshalb vielfach nicht mehr modu-

lar aufgebaut, sondern bestehen aus einer sogenannten Monoblock-Komponente.

Heute wird die RSP vor allem bei irreparablen Rotatorenmanschettenrupturen (IRMR) mit konsekutiver Destruktion des Gelenkes oder bei Defekten des proximalen Humerus eingesetzt. Die Indikation für den Einsatz der RSP wird auch gestellt, wenn andere chirurgische Maßnahmen kontraindiziert oder fehlgeschlagen sind. Es gestaltet es sich schwierig, konkrete Aussagen zu der Anzahl der jährlich deutschland-/ europaweit implantierten (inversen) Schulterendoprothesen zu machen, da dafür erst im Herbst 2011 eine zentrale Datenbank (EPRD - Endoprothesenregister Deutschland) aktiviert wurde, welche bisher nur Hüft- und Knieprothesen erfasst. Gegenwärtig wird von einer Zahl im oberen vierstelligen Bereich ausgegangen (Gorenoi 2008). In Abhängigkeit von ihrer Bedeutung bzw. Häufigkeit sind nachfolgend die wichtigsten Indikationen aufgelistet:

1. Rotatorendefektarthropathie
2. Fracture sequelae Typ III und IV
3. Endoprothesenwechsel
4. Irreparable RM-Ruptur
5. Primäre Frakturen
6. Rheumatoide Arthritis
7. Tumoren

Kontraindikationen sind ein nicht funktionsfähiger Deltamuskel, ausgeprägter Knochenverlust oder schlechte Knochenqualität am Glenoid, eine aktive Infektion sowie schwere neurologische Erkrankungen (Parkinson, Syringomyelie, Amyotrophische Lateralsklerose), da die fehlende Propriozeption die Gefahr der Entstehung von Osteolysen zwischen Implantat und Knochen und somit eine rasche Auslockerung birgt. Eine eingeschränkte Rehabilitationsfähigkeit und Allergien gegen die verwendeten Metalle werden ebenfalls als Kontraindikationen betrachtet (Hedtmann 2001).

2.3. Krankheitsbilder

2.3.1. Rotatorendefektarthropathie

Die Prävalenz der RDA wird von Naveed et al. (2011) mit 2% aller Menschen über 70 Jahre angegeben und steht somit nach der Knie- und Hüftarthrose an dritter Stelle der chronischen Erkrankungen – Schätzungen gehen von einer Inzidenz von 0,4% aus (Joo 2011). Neer et al. (1983) nahmen an, dass nur 4% der Patienten mit einer vorhandenen RM-Ruptur eine RDA entwickeln. Sie führten 1977 den Begriff der „cuff tear arthropathy“ ein, der 1983 definiert wurde als ein Zustand einer massiven RM-Ruptur, Azetabulisierung des Akromions, Migration und Femoralisierung (Abrundung des Tuberkulum majus) des HK, Glenoiderosion und Verlust von glenohumeralem Gelenkknorpel (Abb. 6).

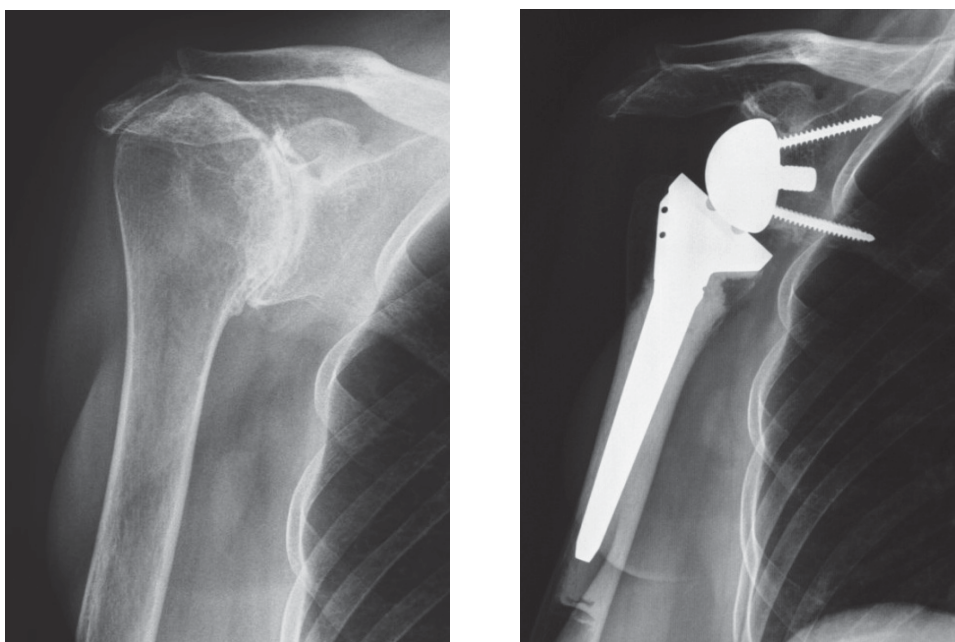


Abb. 6: Beispiel für die Implantation einer inversen Delta-III-Endoprothese bei Rotatorendefektarthropathie: R.M., 61 Jahre, weiblich, RDA Grad Hamada IV.

Neer et al. (1983) konnten den Zusammenhang zwischen einem ausgedehnten RM-Sehnenschaden (>2 Sehnen), einer Detritussynovialitis und daraus resultierendem Schaden des Gelenkknorpels mit der Kranialisierung des HK's und

konsekutivem Kollaps des HK's belegen. Sie glaubten, dass die Entwicklung einer RDA durch nutritive und mechanische Faktoren (Verlust der Synovialflüssigkeit mit konsekutiver Mangelversorgung des Knorpelgewebes, veränderten intraartikulären Druckgradienten) gefördert wird. Ein weiterer Faktor ist der von Halverson et al. (1981) eingeführte Begriff der „Milwaukee shoulder“, welcher die Ablagerung von Hydroxylapatitkristallen im Glenohumeralgelenk beschreibt, die zur Aktivierung von Proteasen und Kollagenasen führt, welche wiederum die Knorpel- und Weichteilumbauprozesse fördern. Neer et al. (1983) setzte dieses Phänomen mit der Gelenkdestruktion im Rahmen einer RDA gleich.

Aufgrund des hochgradigen Funktionsverlustes der RM und daraus resultierender fehlender Zentrierung des HK vor dem Glenoid, kann ein Ersatz des zerstörten HK durch eine anatomische Prothese in diesen Fällen nicht zu einer wesentlichen Funktionsverbesserung führen. Außerdem ist aufgrund der weiterhin bestehenden kranialen Migration auch die subakromiale Schmerzentsorgung kaum gelindert, so dass die Implantation einer inversen Endoprothese angezeigt ist (Abb. 7).

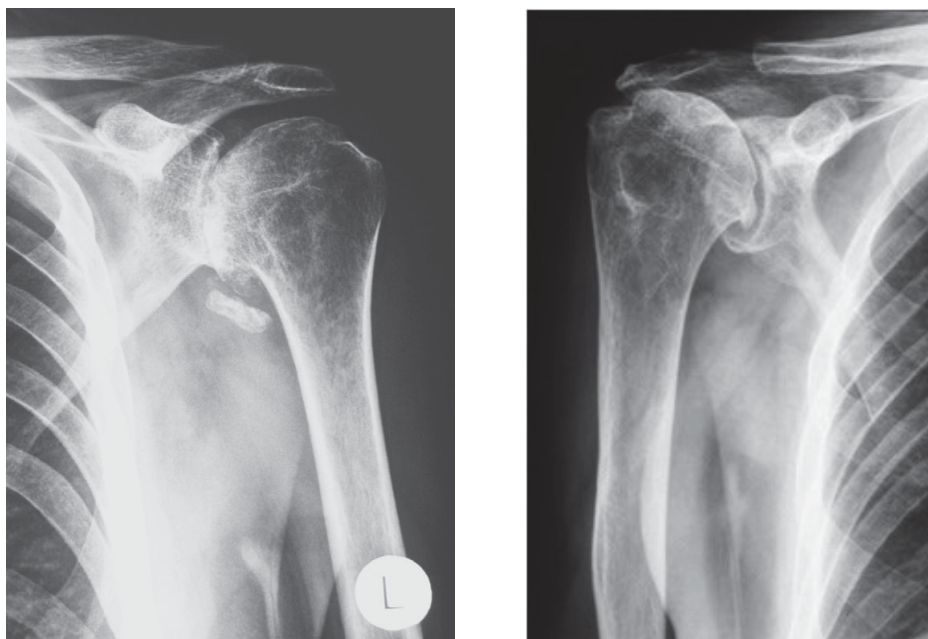


Abb. 7: Vergleich der röntgenologischen Veränderungen bei Arthrose (links) und RDA (rechts): Die degenerativen Veränderungen bei der Arthrose sind vorwiegend glenohumeral lokalisiert, bei der RDA hingegen subakromial.

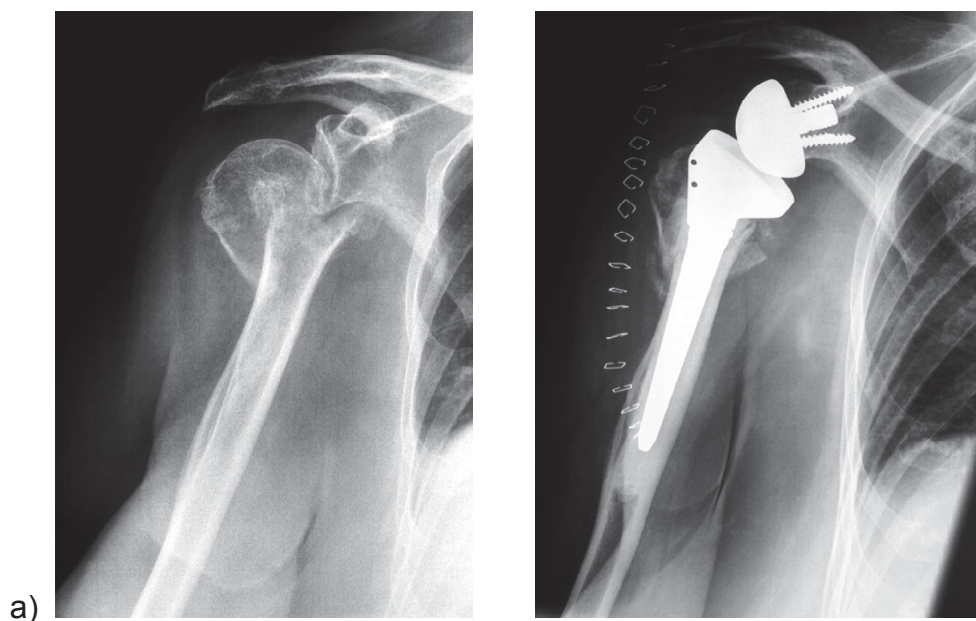
Die primäre Omarthrose entsteht auf dem Boden einer abnutzungs- und altersbedingten Erkrankung und ist nicht mit der Rotatorendefektarthropathie zu verwechseln (Abb. 7). Phasenweise ist eine Verschlechterung/Aktivierung des Krankheitsverlaufs infolge einer entzündlichen synovitischen Komponente möglich, die als aktivierte Arthrose bezeichnet wird. Bei einer Arthrose ist die ohnehin eingeschränkte Regenerationsfähigkeit des Knorpelgewebes mit zunehmenden Alter der Patienten physiologisch erniedrigt; das Knorpelgewebe weist neben mechanischem Verschleiß einen erhöhten Wasseranteil auf, zeigt eine Abnahme der Matrixproteine und ein Ungleichgewicht der Proteoglykane, sowie eine Zunahme von Enzymen, welche den Knorpelumbauprozess fördern (Saure Phosphatase, Arylsulfatase, Kollagenase). Diese von den Chondrozyten selbst gebildeten Enzyme tragen zu dem Umbauprozess bei (Vignon 1987). Die primäre Form der Osteoarthritis hingegen, auch degenerative Arthritis genannt, steht in eindeutigen Bezug zu dem fortgeschrittenen Alter der Patienten (Joo, H.O. 2011), wohingegen die sekundäre Form durch Stoffwechselerkrankungen wie Diabetes mellitus oder Gicht, Krankheiten des rheumatischen Formenkreises, Infektionen oder Übergewicht verursacht werden kann. Von den Patienten mit einer chronisch-rheumatischen Polyarthritiden leiden 65-90% an Schulterproblemen (Thomas et al. 2006).

2.3.2. Fehlverheilte Frakturen/Frakturfolgen/Fracture sequelae

In der Literatur finden sich Angaben, welche die proximalen Humerusfrakturen auf 4-5% aller registrierten Frakturen Erwachsener über 65 Jahre (Foroohar et al. 2011, Resch et al. 2003), beziehungsweise auf 6% pro 10000 Frakturen, beziffern (Majed et al. 2011). Von diesen 6% sollen geschätzte 15% als komplexe 3- und 4-Segmentfrakturen nach der Neer- Klassifikation vorliegen. Diese Patienten werden in der Regel primär mit einer Platten- oder Nagelosteosynthese versorgt. Häufige Komplikation dieser chirurgischen Versorgung sind die Humeruskopfnekrose, sowie eine Osteolyse der Tuberkula (mit dem daraus resultie-

renden Funktionsverlust der RM), welche die sekundäre Versorgung mit einer RSP erforderlich machen, um die Schulterfunktion zu erhalten bzw. wieder herzustellen (Abb. 8). Die Patienten dieser Gruppe zeichnen sich durch relativ schlechte Vorbedingungen aus, was die vorhandene Knochen- und Weichteilschubstanz, aber auch die neurologischen Einschränkungen (bedingt durch die Traumata und den chirurgischen Zugangsweg) betrifft.

Aufgrund der hochgradigen Vorschädigung des Gelenkes, unter Beteiligung des gesamten Weichteilmantels, kann in diesen Fällen nicht mit einem so guten Ergebnis wie bei der RDA gerechnet werden. Der relative Gewinn für die einzelnen Patienten ist im Vergleich zum präoperativen Zustand jedoch erheblich und mit keinem anderen Verfahren zu erreichen.



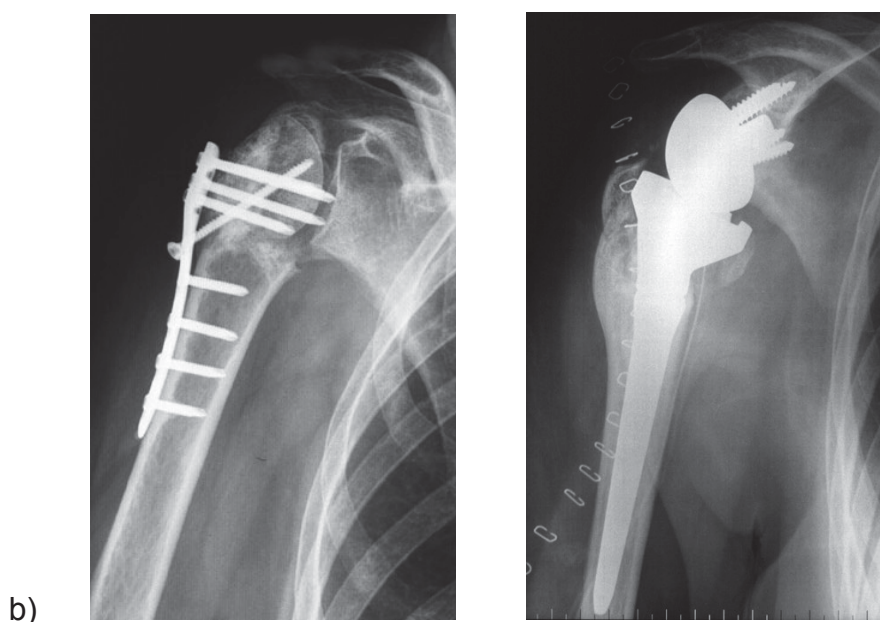


Abb. 8: Beispiele für sekundär endoprothetische Versorgung mit einer inversen Delta-III-Prothese bei in Fehlstellung verheilten Frakturen: a) M.I., 79 Jahre, weiblich, persistierende Luxation bei in Fehlstellung verheilte subkapitaler Humeruskopffraktur; b) U.S., 72 Jahre, weiblich, in Fehlstellung verheilte HK-Fraktur mit partieller Kopfnekrose, Osteolyse der Tuberkula und Schraubenperforation mit Erosion des Glenoids.

2.3.3. Prothesenwechsel

Die drittgrößte Gruppe an Patienten, bei denen die Indikation zur Implantation einer RSP gestellt wird, sind diejenigen, bei denen der Wechsel von einer anatomischen auf eine inverse Endoprothese erforderlich wird. In der Mehrzahl der Fälle erfolgt ein Wechsel primärer Frakturprothesen auf RSP wegen einer kranialen Migration der anatomischen Prothese auf dem Boden einer Nekrose der Tuberkula (Abb. 9 a). Dieser Prozess führt regelmäßig zu einem hoch schmerzhaften Funktionsverlust. Eine andere große Gruppe sind tiefe Infektionen und/oder septische Materiallockerungen, bei denen ein ein- oder zweizeitiger Wechsel nach Infektsanierung erforderlich ist. Aseptische Lockerungen stellen demgegenüber nur eine kleine Gruppe dar (Abb. 9 b). Häufiger sind wiederum periprothetische Frakturen, z.T. mit Schaft- oder Glenoidausbrüchen. Bezüglich der Schädigung des Gelenkes und den daraus abzuleitenden prognostischen Aussagen gilt das Gleiche wie bei den FS.

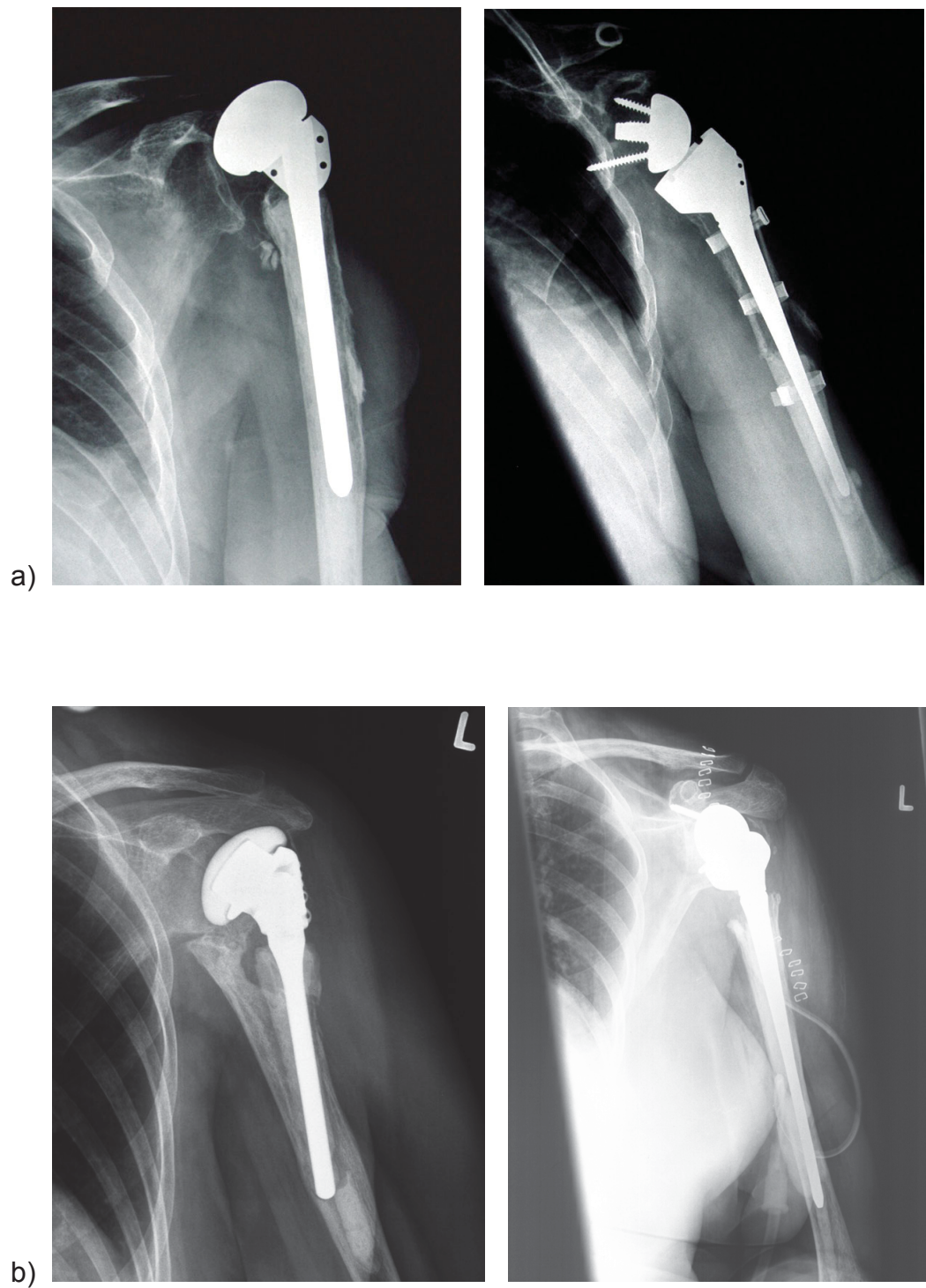


Abb. 9: Beispiele für Wechsel von einer anatomischen auf eine inverse Endoprothese: a) K.E., männlich, 72 Jahre, Migration einer anatomischen Kopfprothese infolge Osteolyse der Tuberkula; b) G.G., 68 Jahre, weiblich, aseptische Lockerung einer Frakturendoprothese mit Schaftausbruch und kompletter Osteolyse der Tuberkula.

2.3.4. Frakturen

Es gibt Fälle, in denen die primäre Versorgung nach Trauma die Implantation einer RSP erforderlich macht. Solche Indikationen sind Frakturen jenseits der 4-Segment-Frakturen nach Neer (1983) vorbehalten, in denen eine konventionelle chirurgische Reposition der Knochenfragmente nicht mehr möglich ist, bzw. keine Aussicht auf anatomische Heilung besteht (Abb. 10). Laut Resch et al. (2003) beruht die Indikation für einen prothetischen HK-Ersatz aktuell auf folgende Kriterien:

- valgisch impaktierte 4-Fragment Fraktur mit ausgeprägter Horizontalverschiebung des artikulären Fragments beim alten Menschen
- 4-Fragment Luxationsfraktur mit Zerstörung von >50% des Kopfes
- Head-splitting-Frakturen, wenn die Fraktur die mittlere Hälfte der Gelenkfläche betrifft
- nichtrekonstruierbare Fraktur des alten Menschen

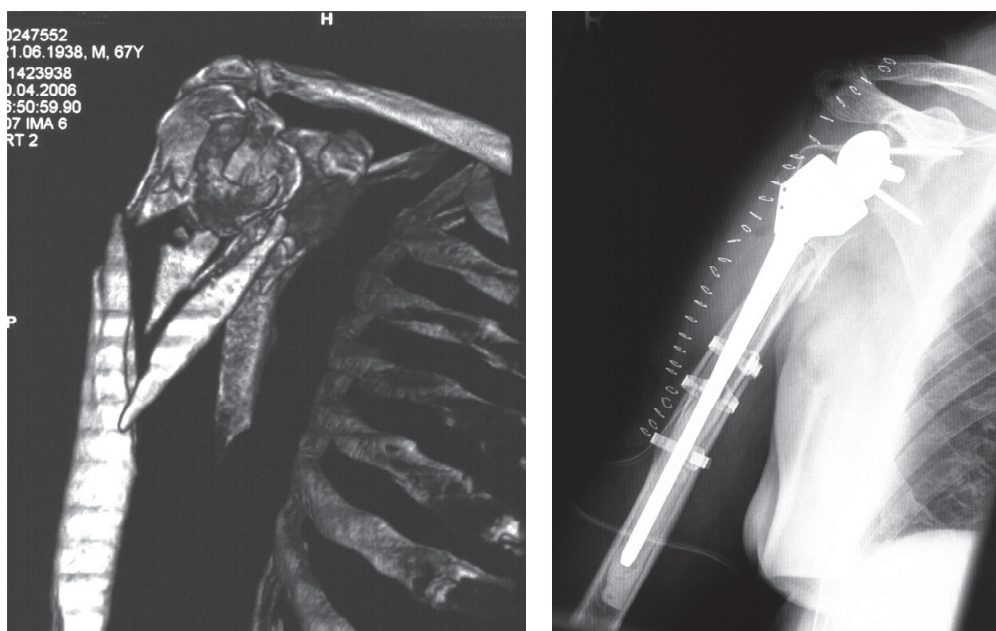


Abb. 10: Primäre Frakturversorgung mit einer inversen Endoprothese (H.L., 68 Jahre, männlich).

2.3.5. Irreparable Rotatorenmanschettenruptur

Die IRMR betrifft vorwiegend ältere Patienten mit einem vergleichsweise hohen Frauenanteil. Die Betroffenen werden oft vorstellig mit typischen Schulterbeschwerden wie chronisch progredienten Schmerzen von wachsender nächtlicher Intensität und Schmerzzunahme bei Bewegung. Die Patienten berichten über Schwäche und Schwierigkeiten, den Arm zu heben, was auch die ADL stark begrenzt. Bei der körperlichen Untersuchung fallen spezifische Merkmale ins Auge, wie die Atrophie der Supra- und Infraspinatus-Muskulatur, eine Schulterschwellung oder auch das „fluid-sign“, was den Austritt der Gelenkflüssigkeit in die Bursa subacromialis beschreibt (Macaulay 2010). Für die Beurteilung der Ausdehnung in medio-lateraler Richtung der IRMR hat sich die Klassifikation nach Patte (1990) bewährt (Abb. 11). Andere Klassifikationen beschreiben die flächige Ausdehnung der Ruptur, z.B. Bateman (1963), Ellmann (1993).

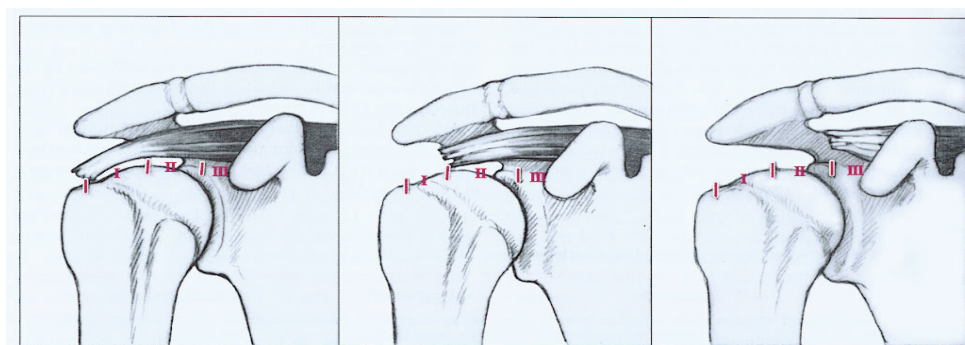


Abb. 11: Sehnenretraktion nach Patte (1990): Grad I: Sehnenstumpf liegt zwischen Tub. majus und Apex; Grad II: Sehnenstumpf liegt zwischen Apex und Glenoidrand; Grad III: Sehnenstumpf liegt hinter dem Glenoidrand.

Die Indikation zur Implantation einer RSP bei alleiniger IRMR ohne wesentlichen Gelenkschaden sollte zurückhaltend gestellt werden. In diesen Fällen ist zu prüfen, ob nicht die Indikation zu einer Muskelerersatzplastik, in der Mehrzahl der Fälle zu einer Latissimus-dorsi-Plastik, gegeben ist (Irlenbusch 2008).

Außerdem ist der Grad der degenerativen Veränderungen der Rotatorenmuskulatur, die sogenannte „fettige Infiltration“ zu berücksichtigen, da im Falle einer hochgradigen Umwandlung des Muskels eine Sehnenreinsertion nicht sinnvoll ist, auch wenn diese technisch noch möglich sein sollte. Nach Goutallier (1994, 1995) wird sie in fünf Grade eingeteilt:

Stadium 0	-	kein Fett
Stadium 1	-	feine Fettstreifen
Stadium 2	-	weniger Fett als Muskel
Stadium 3	-	gleich viel Fett wie Muskel
Stadium 4	-	mehr Fett als Muskel

2.3.6. Rheumatoide Arthritis

Die Rheumatoide Arthritis (RA) wird auch unter dem Begriff der chronischen Polyarthritits geführt. Sie ist eine chronisch-entzündliche Systemerkrankung, die durch Synovialitis zu Arthritis, Bursitis und Tendovaginitis führt. Der schubweise progrediente Verlauf mit der krankheitsspezifischen chronischen Synovialitis mit Pannusbildung und Knorpelzerstörung ist für die Gelenkdestruktion verantwortlich. Der Pathomechanismus beruht auf einer genetischen Disposition und bestimmten Autoimmunmechanismen, deren Ätiologie überwiegend ungewiss ist. Die Autoimmunreaktionen sind durch das Auftreten autoreaktiver B-Zellen und zytotoxischer T-Zellen gekennzeichnet (Herold 2007). Problematisch ist nach wie vor die Stellung der Indikation zur Implantation einer Schulterendoprothese bei Patienten mit RA, da zum einen eine erhebliche Diskrepanz zwischen Klinik und radiologischem Korrelat besteht - laut Thomas et al. (2006) liegen bei 60% der Patienten radiologische nachweisbare Schultergelenksveränderung vor. Davon berichten aber nur 30-40% von Symptomen, obwohl die Prävalenz einer Defektarthropathie bei 65-90% liegt.

Es besteht aber allgemeiner Konsensus darüber, dass unter Berücksichtigung der Knochenqualität die Implantation einer RSP bei Vorliegen einer RA im Stadium III und IV nach Larsen (1977) indiziert ist (Irlenbusch 2010, Trieb 2006):

- Stadium III: Mittelgradige Destruktion, starke Erosion
- Stadium IV: Starke Destruktion, starke Erosion, Gelenkspaltverlust

2.3.7. Tumoren

Aufgrund der Spezifität der Erkrankung ist bei einem Tumor im Bereich des proximalen Humerus in der Regel ein Erhalt der RM oder der Tuberkula nicht möglich. In der Vergangenheit fungierten deshalb Tumor-Prothesen nur als Platzhalter mit schlechter Funktion. Aus diesem Grund werden in den letzten Jahren verstärkt inverse Schulterendoprothesen auch bei Tumoren implantiert, da nur so die weitgehende Wiederherstellung der ursprünglichen Schulterfunktion gewährleistet werden kann.

2.4. Aktuelle Weiterentwicklungen inverser Schulterendoprothesen

Die Weiterentwicklung der Delta-III-Prothese hat vor allem zum Ziel, die Notching-Problematik zu reduzieren, die Dekonnektion von Komponenten zu vermeiden und im Bereich des Glenoids möglichst wenig Knochen zu resezieren.

Die beiden letztgenannten Probleme werden zum einen durch eine monolithische Bauweise der Schaftkomponenten und eine konvexe Gestaltung der Rückfläche der Metaglène behoben bzw. verbessert.

Für die Reduzierung der Notchingproblematik bestehen verschiedene Optionen, die überwiegend kombiniert werden. Zum einen können die Glenoidkomponenten operationstechnisch möglichst weit inferior platziert werden (Guttierrez 2011). Zusätzlich können sowohl die Glenosphere als auch die Metaglène exzentrisch konstruiert werden, um so inferior einen Überhang über den Ska-

pulahals zu erreichen (Abb. 12 und 13). Auch ein steilerer Schaft-Hals-Winkel kann die Gefahr reduzieren (Kempton 2011). Nicholson et al. (2010) berichten anhand einer Metaanalyse, dass der chirurgische Zugang, die präoperative Diagnose, die Qualität des M. infraspinatus, und die kranio-kaudale Positionierung Prädiktoren für das Skapulanotching seien.

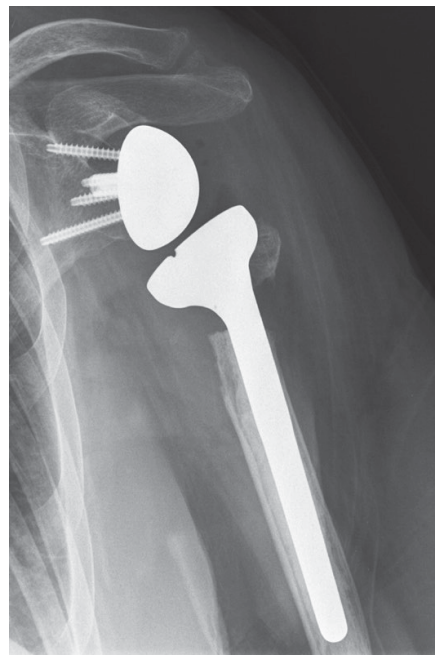


Abb. 12: Implantation einer Delta-Xtend-Prothese bei einer in Fehlstellung verheilten Fraktur: Die Glenosphäre weist einen Durchmesser von 42 mm auf (gegenüber 36 bei der Delta-III-Prothese), zusätzlich wurde die Basisplatte weit inferior positioniert. Auf diese Weise wurde ein inferiorer Überstand erzielt, so dass die Notchinggefahr geringer ist; der Humerusschaft besteht nur aus einer Komponente, somit sind Dekonnektionen ausgeschlossen.

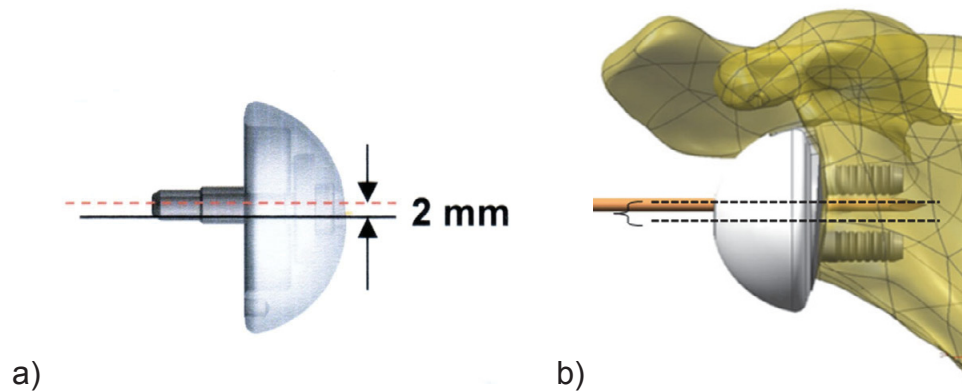


Abb. 13: Technische Maßnahmen zur Reduzierung der Notchingproblematik: a) Exzentrische Gestaltung der Glenosphere (Delta-Xtend); b) exzentrische Gestaltung der Basisplatte (Affinis Inverse).

Neben den bereits genannten Maßnahmen, die heute bei praktisch allen Prothesenmodellen realisiert werden, weist die Affinis-Inverse-Prothese zwei weitere Merkmale auf. Zum einen wurden die Gleitpartner ausgetauscht, d.h. die Glenosphere besteht aus PE und die humerale Gelenkfläche aus Metall (Abb. 14). Auf diese Weise entsteht nur noch tribologischer PE-Abrieb, die massive PE-Zerstörung infolge des Kontaktes mit dem Skapularand ist ausgeschlossen. Tribologische Nachteile sind von dieser Form her nicht zu fürchten (Kohut 2010). Zusätzlich wird bei der Prothese aufgrund einer speziellen Gestaltung der Metaglène (2 inline pegs) auf die inferiore Befestigungsschraube verzichtet, so dass auch der Metall/Metall-Kontakt ausgeschlossen ist. Die an dieser Prothese umgesetzten Modifikationen sind insbesondere im Hinblick auf die Ergebnisse von Day et al. (2011) von Bedeutung, die herausfanden, dass auch bei Anwendung verschiedener moderner inverser Endoprothesen nach wie vor das Problem des exzessiven PE-Abriebs und des Metall-Schrauben-Kontaktes fortbesteht.

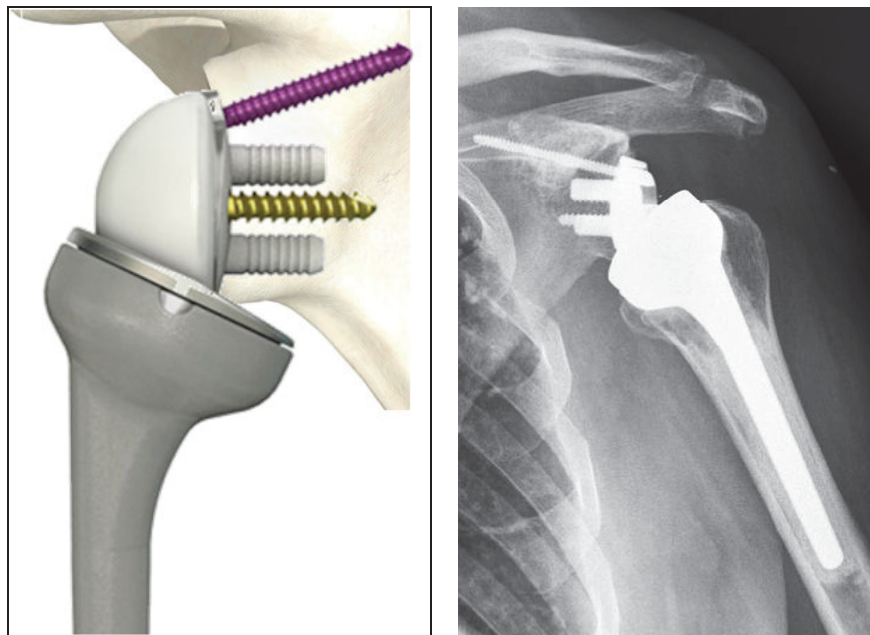


Abb. 14: Affinis Inverse-Endoprothese (Erläuterungen siehe Text).

Daneben besteht die Möglichkeit, die Notchinggefahr über eine Lateralisierung des Drehpunktes zu reduzieren. Dieser Effekt kann sowohl durch das Design der Prothesenkomponenten, als auch durch eine Unterfütterung mit Knochen erreicht werden (Abb. 15). Aufgrund der ungünstigeren Hebelverhältnisse resultiert bei beiden Verfahren jedoch eine höhere Belastung im Implantatlager, die zu einer Gefährdung der knöchernen Integration führen kann. Es ist deshalb eine besonders stabile Befestigung mittels winkelstabiler Schrauben erforderlich, um die Mikrobewegungen zwischen Basisplatte und Knochenlager unter $150\mu\text{m}$ zu halten (Harman 2005, Hopkins 2008). Dies ist ein Grenzwert, der allgemein als Richtwert für eine ausreichende Primärstabilität zur Erzielung einer knöchernen Integration angenommen wird. Die zur Befestigung erforderlichen hohen Kompressionskräfte können bei schlechter Knochensubstanz nicht immer erreicht werden (Frankle 2006). Zu beachten ist, dass die Lateralisierung nur bei positivem Skapulahlswinkel, d.h. bei Werten über 90° , effektiv ist. Bei einem deutlich ausgeformten Skapulahlswinkel dagegen, mit einem Winkel von 90° oder geringer, ist die Reduzierung des Notchings mittels dieser Technik nur in geringem Maße möglich.

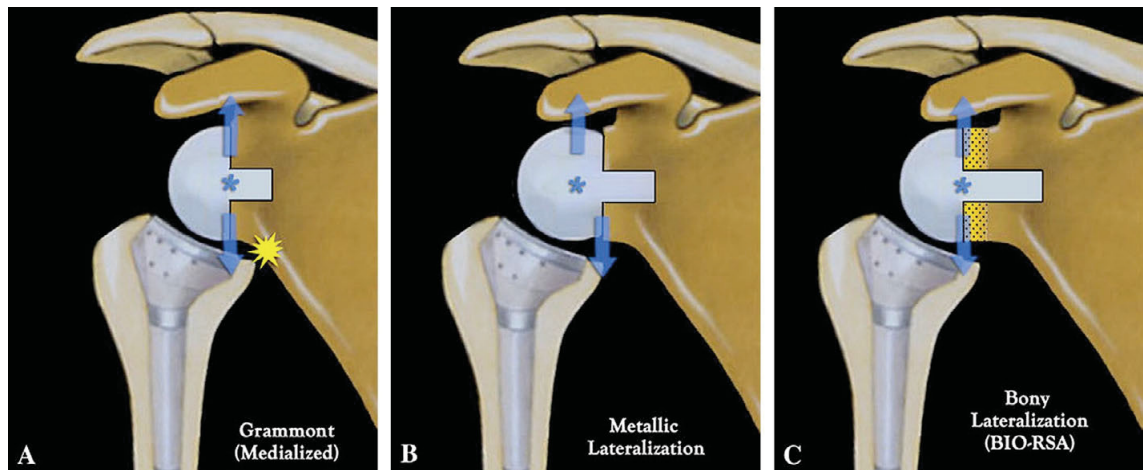


Abb. 15: Unterschiedliche Lage des Rotationszentrums (R) bei inversen Prothesen: A) R medialisiert, Lage im Prothesen/Knochen-interface; B) Lateralisiertes R durch konstruktive Merkmale (z.B. Encore- oder Arrow-Prothese); C) Lateralisierung des R bei der BIO-RSA (Bony Increased Offset) mittels einer unterfütterten Knochenscheibe (aus: Boileau et al. 2011).

3. Ziele der Arbeit/Aufgabenstellung

Die RSP bietet eine hervorragende Möglichkeit zur weitgehenden Wiederherstellung der Schulterfunktion und zur Reduzierung chronischer Schmerzen bei destruktiven Schultererkrankungen, die mit einem Funktionsverlust der RM verbunden sind. Allerdings ist die Methode mit einer hohen Komplikationsrate belastet, da diese die Standzeit limitiert. Es ist deshalb nach wie vor eine strenge Indikationsstellung erforderlich. Sie beschränkt sich zurzeit auf diejenigen Fälle, in denen andere chirurgische und konservative Methoden keine wesentliche Besserung bewirken können. Oft ist sie der letzte Ausweg bei desolaten Zuständen.

Die Komplikationen umfassen das Notching einschließlich der PE-Erkrankung, Osteophytenbildung, Lysesäume, Dekonnektion von Prothesenkomponenten, Prothesenlockerungen, Luxationen, Infektionen, neurologische Läsionen, Hämatome und andere reversionspflichtige Ereignisse, die neben allgemeinen

Faktoren das Ergebnis beeinflussen können. In jedem einzelnen Fall ist deshalb zu prüfen, ob das voraussichtlich erzielbare Ergebnis in einem vertretbaren Verhältnis zu Aufwand und Komplikationsrate steht.

Diese Arbeit untersucht die mittelfristigen Ergebnisse der inversen Delta-III-Schulterendoprothese bei unterschiedlichen Indikationen (RDA, FS und W) und vergleicht Ergebnisse und Komplikationen mit denen der aktuellen Literatur. Dabei wird die Bewertung der Ergebnisse im Kontext des derzeitigen Wissensstandes der Literatur kritisch hinterfragt und diskutiert, um so eine Entscheidungshilfe für die Indikationsstellung zu erhalten.

Zusammenfassend werden in dieser Arbeit folgende Fragestellungen behandelt:

- Wie entwickeln sich die Funktionalität und Schmerzlinderung des operierten Schultergelenkes im prä-/postoperativen Vergleich in den einzelnen Diagnosegruppen?
- Gibt es hinsichtlich des klinischen Ergebnisses und der Komplikationen prädiktive Werte in den einzelnen Diagnosegruppen?
- Korrelieren die erhobenen Daten mit den Ergebnissen der aktuellen Literatur?
- Gibt es prothesenspezifische Komplikationen?
- Welche Konsequenzen ergeben sich aus den genannten Kriterien für Prognose und Indikationsstellung?

4. Methoden und Material

4.1. Patientengut

Im Zeitraum von 2003 bis 2007 wurde in 68 Schultergelenke von 66 Patienten eine RSP (Delta-III, Fa. DePuy) implantiert. In neun Fällen konnten oder wollten die Patienten aus unterschiedlichen Gründen nicht an der Studie teilnehmen (drei Patienten konnten nicht erreicht werden, für drei Patienten war der Grund die große Entfernung zum Untersuchungsort, zwei Patienten waren mit den Ergebnissen zufrieden und sahen keinen Grund für eine Untersuchung, ein Patient war unzufrieden und unterzog sich einer weiteren Operation). Deshalb wurden nur 57 Patienten mit einem mittleren Follow-up von 42,6 Monaten (SD 14,6 Monate; Min. 22,4/Max. 85,1 Monate) klinisch und radiologisch untersucht, wobei zwei Patienten beidseitig operiert wurden, so dass sich insgesamt 59 Gelenke ergaben, davon waren 52 weiblich (88,1%) und 7 männlich (11,9%). In das Gesamtkollektiv wurden nur die Patienten aufgenommen, welche mindestens einen gültigen präoperativen oder einen gültigen Follow-up Wert im Constant Score hatten, bei 8 Patienten lag nur ein gültiger Follow-up Wert vor.

Das mittlere Alter der Patienten betrug 64,3 (62,3-81,8) Jahre. Obwohl kein signifikanter Unterschied zwischen den Geschlechtern erkennbar war, lag das mittlere Alter der weiblichen Patienten bei der Operation mit 63,2 Jahren mehr als 7 Jahre unter dem mittleren Alter der Männer (70,9 Jahre).

Die Indikationen zum Einsatz der Delta-III-Schulterprothese lauteten in 23 Fällen Rotatorendefektarthropathie (39,0%), 20 Fälle wurden wegen einer FS (33,9%) versorgt und 16 Wechsel (27,1%) erfolgten von einer anatomischen Schulterendoprothese auf eine Delta-III-Prothese.

Es wurde 36-mal die rechte und 22-mal die linke Seite operiert. Unter den Patienten waren 5 Linkshänder, bei denen in vier Fällen die operierte Seite mit der Händigkeit übereinstimmte. Dahingegen wurde bei 52 Rechtshändern lediglich 35 Mal die rechte Seite operiert (67,3%). Somit stimmten in insgesamt 40 von

58 Fällen (69%) die Händigkeit mit der operierten Seite überein. Ein Patient gab Beidhändigkeit an, die als Übereinstimmung gezählt wurde.

4.2. Klinische Kriterien

Die klinischen Ergebnisse wurden mittels des Constant Scores erfasst. Dieser Score hat sich in der Praxis durch seine leichte und reproduzierbare Bewertung der Schulterfunktion bewährt (Constant et al. 1987). Der CS betrachtet die vier aussagekräftigsten Parameter wie Schmerz und die Fähigkeit zu Aktivitäten des täglichen Lebens (activity of daily living, ADL) als subjektive Werte, während auf der objektiven Seite die aktive und passive schmerzfreie Mobilität, sowie die Kraft untersucht werden. Maximal können hierbei 100 Punkte erreicht werden (Bewegungsumfang 40 Punkte, Kraft 25 Punkte, ADL 20 Punkte und Schmerz 15 Punkte). Die aktive Beweglichkeit wird eingeteilt in Abduktion und Anteversion (je 10 Punkte), sowie Innen- und Außenrotation (je 10 Punkte).

Nach aktuellen Empfehlungen soll bei der Kraftmessung eine Abduktion von 90° erfolgen, falls dies nicht möglich ist, sollen die Kraftwerte auf 0 gesetzt werden (Constant et al. 2008, Lillkrona 2008). Um die Vergleichbarkeit mit den Werten einer früheren Studie am gleichen Patientengut zu ermöglichen (Irlenbusch et al. 2008, 18 Monate FU) führten wir die Kraftmessung bei maximal möglicher schmerzfreier aktiver Abduktion aus, welche 3 Sekunden zu halten war. Dadurch konnten auch Werte unter 90° berücksichtigt werden. Die Messung der Kraft erfolgte mit einem mobilen Zugmessgerät (Federwaage).

Die ADL wurden mittels der kombinierten Beweglichkeit (Heben der Hand auf verschiedene Niveaus des Körpers von Taille bis über Kopf) und mit der Frage nach der Fähigkeit am täglichen Leben teilzunehmen, ermittelt (Arbeit, Freizeit/Sport, Schlafverhalten).

4.3. Radiologische Kriterien

Die Auswertung der Röntgenbilder erfolgte durch den Operateur und einen unabhängigen Untersucher.

Rotatorendefektarthropathie:

Die RDA wurde mittels der Klassifikation nach Hamada eingeteilt (Hamada et al. 1990). Diese Klassifikation bewertet die Degeneration des Schultergelenkes nach einer Rotatorenmanschettenruptur, die als Rotatorendefektarthropathie bezeichnet wird (Abb. 16). Im Gegensatz zur Arthrose beginnt die Degeneration nicht glenohumeral, sondern subakromial infolge der Migration des Humeruskopfes nach kranial, die durch die fehlende Zentrierung durch die Rotatorenmanschette bedingt wird. Wichtiges Kriterium ist deshalb die Messung des Abstandes von Humeruskopf zum Akromion (Akromio-humerale-Distanz/AHD). Hamada (1990) teilte die RDA in die Typen 1 bis 5 ein: Grad I bedeutet eine $AHD > 6 \text{ mm}$. Wenn die Sehne des langen Bizepsmuskels gerissen ist, verringert sich die AHD zusätzlich und eine weitere superiore Migration setzt ein (Grad II bedeutet eine $AHD < \text{oder} = 5 \text{ mm}$). Bei weiter zunehmender Migration stößt der Humeruskopf gegen das Schulterdach (Akromion und Ligamentum coracoacromiale) und verursacht eine konkave Deformität der Akromionunterseite, was als akromiale Azetabulisierung (Grad III) bezeichnet wird. Hierbei wird zwischen einer ausgerundeten Exkavation und einer Deformität am Ligamentum korakoakromiale unterschieden. Die Schwächung der Rotatorenmanschette hat die transversale und axiale Destabilisierung des Schultergelenkes zur Folge, wodurch der glenohumerale Gelenkspalt verengt wird (Grad IV) und eine anteriore Subluxation und Medialisierung des Humeruskopfes begünstigt wird. Grad V beschreibt den totalen Kollaps des Humeruskopfes bei Arthrose nach kompletter RM-Ruptur. Walch (2005) differenzierte diese Klassifizierung in zwei weitere Subtypen. Der Typ 4 a beschreibt die glenohumerale Arthritis ohne subakromiale Arthritis (Azetabulisierung) und Typ 4 b bedeutet glenohumerale Arthritis mit Azetabulisierung. Diese feinere Betrachtungsweise erlaubt eine Einteilung des betroffenen Patientenguts zwei Gruppen: Typ 4 a-Patienten, bei de-

nen ein Latissimus-dorsi-Transfer und diejenigen mit einem Typ 4b, bei welchen eine endoprothetische Versorgung indiziert wäre (Hamada et al. 2011).

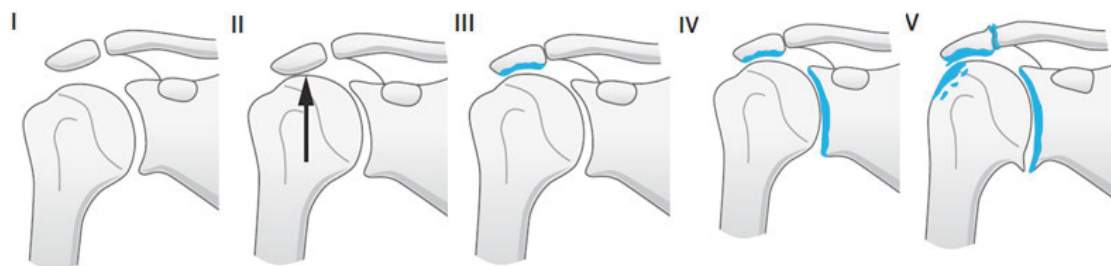


Abb. 16: Klassifikation der Rotatorendefektarthropathie nach Hamada et al. (1990) aus Irlenbusch et al. 2011.

Die Beurteilung der Pfannenerosion bei der RDA erfolgte nach Huguet und Favard (2001), bzw. nach Siveaux (2004). Diese Betrachtungsweise ermöglicht eine Zuordnung des Krankheitsbildes zu der entsprechenden Ätiopathologie mit der Fragestellung, ob eine durch den primär vorhandenen RM-Defekt entstandene Defektarthropathie vorliegt oder ob es sich um eine Omarthrose handelt, aus der sich sekundär ein RM-Defekt entwickelte. Die Glenoiderosion wird demnach röntgenologisch in insgesamt fünf Typen eingeteilt (Abb. 17).

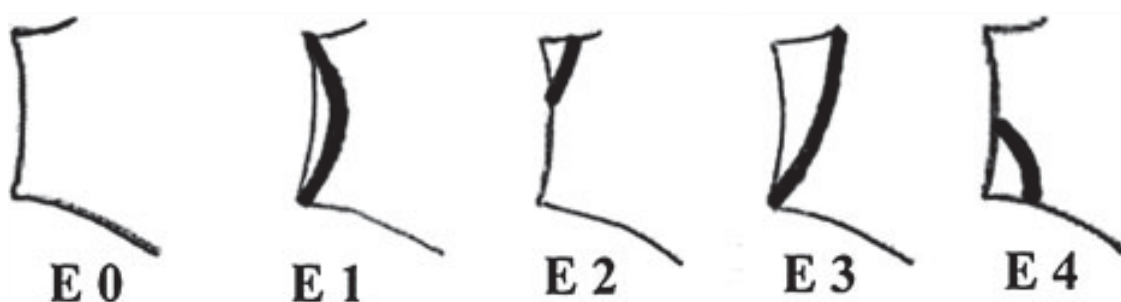


Abb. 17: Klassifikation der Glenoiderosion nach Favard et al. (2006): E0 - superiore Migration des Humeruskopfes ohne Glenoiderosion; E1 - konzentrische Glenoiderosion; E2 - Glenoiderosion vorwiegend am superioren Pol; E3 - generelle Glenoiderosion, besonders ausgeprägt am superioren Pol; E4 - Glenoiderosion vorwiegend am inferioren Pol (aus: Lévigne et al. 2010).

Fehlverheilte Frakturen/Frakturfolgen/Fracture sequelae:

Die radiologische Einteilung der Gruppe der Frakturfolgen erfolgte nach Boileau und Walch (1998) in vier Typen (Abb. 18). Diskriminierendes prognostisches Merkmal ist, ob zur Implantation einer konventionellen Humeruskopfprothese die Osteotomie der Tuberkula erforderlich ist oder nicht. Im zweiten Fall ist aufgrund der drohenden sekundären Osteolyse der Tuberkula mit schlechteren Ergebnissen zu rechnen, so dass heute die Implantation einer inversen Prothese zu bevorzugen ist (Irlenbusch et al. 2008, Kilic et al. 2010, Stechel et al. 2010). Stechel et al. (2010) schlugen vor, Arrodiierungen der Pfanne, z.B. durch perforierende Schrauben, dem Typ 4 zuzuordnen.

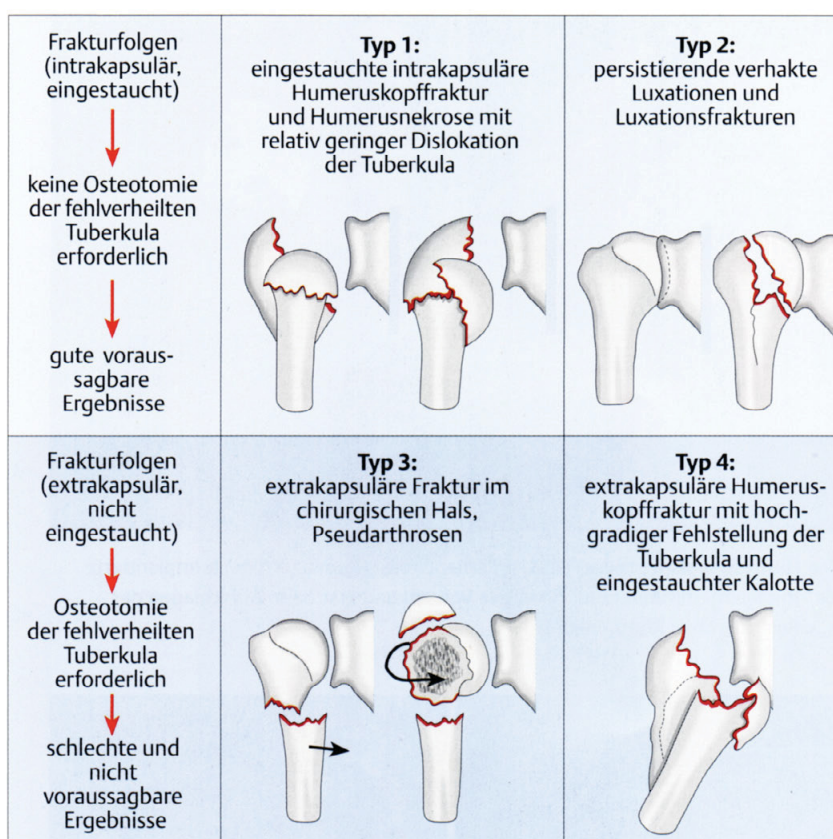


Abb. 18: Klassifikation der in Fehlstellung verheilten Frakturen nach Boileau und Walch; Erläuterungen siehe Text (aus: Irlenbusch und Irlenbusch 2007).

Radiologische Lysesäume/Röntgentransparente Zonen/radiolucent lines:

Die Beurteilung der radiologischen Lysesäume am Humerusschaft erfolgte nach Sanchez-Sotelo (2001), in der Modifikation für inverse Prothesen nach Lévigne et al. (2010). Es wurde für die Zonen 1-7 die Breite der Lysesäume in den Abstufungen $\leq 0,5\text{mm}$, $\leq 1,0\text{mm}$, $\leq 2,0\text{mm}$ und $\geq 2\text{mm}$ beurteilt (Abb. 19).

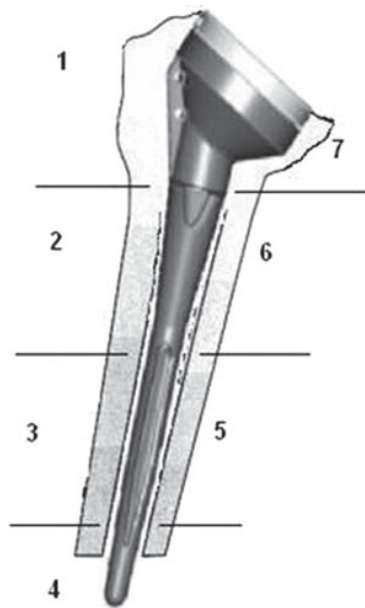


Abb. 19: Einteilung der Zonen am Humerusschaft zur Beurteilung der radiologischen Lysezonen (aus: Lévigne et al. 2010).

Skapulanotching:

Das Skapulanotching infolge des Kontaktes zwischen humeraler Komponente und Skapulahals wurde nach Sirveaux et al. (2004) klassifiziert (Abb. 20). Für die Beurteilung wurden Röntgenbilder in zwei Ebenen verwendet (anteroposterior und axillär). Da keine Möglichkeit bestand, die Röntgenbilder exakt unter Durchleuchtungskontrolle anzufertigen, wurden exakte Qualitätskriterien für die Anfertigung der Aufnahmen formuliert:

- real view-Aufnahme mit zusätzlicher Abduktion des Armes um ca. 30° und 10° Außenrotation,
- Skapulahals muss frei projiziert sein,

- Metaglene muss orthograd projiziert werden (Aufnahme rechtwinklig zur Basisplatte).

Bilder, die diese Anforderungen nicht erfüllten, wurden verworfen.

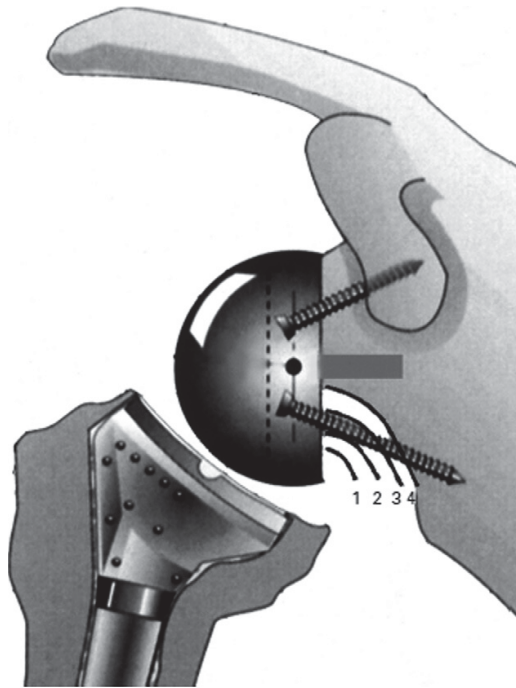


Abb. 20: Skapulanotching nach Sirveaux (2004): Grad 0 = kein Notching; Grad 1 = kleine Notch auf den Skapulahals beschränkt, erreicht nicht die inferiore Schraube; Grad 2 = Notch reicht bis zum Rand der inferioren Schraube; Grad 3 = große Notch bis über die inferiore Schraube hinaus reichend; Grad 4 = Ausdehnung des Notching bis zur Basisplatte.

Rotatorenmanschettenmuskulatur:

Die Beurteilung des Zustandes der RM-Muskulatur erfolgte überwiegend anhand des intraoperativen Befundes, da weder prä- noch postoperativ von allen Patienten geeignete MRT Aufnahmen vorhanden waren bzw. angefertigt werden konnten. Eine Klassifikation der fettigen Infiltration nach Goutallier (1994) konnte somit nicht vorgenommen werden.

4.4. Operationstechnik

In allen Fällen wurde der deltoideopektorale Zugang benutzt. Der Operateur beruft sich dabei auf seine Erfahrungen in zahlreichen Revisionsoperationen, bei denen zu einem hohen Anteil die Freilegung des Humerusschaftes und zum Teil auch des Skapulahalses erfolgen muss. Im Falle eines Primärzuganges mittels Deltasplit wäre anlässlich der Revision ein zweiter Schnitt erforderlich; diese nach Auffassung des Operateurs unnötige Schwächung des Deltamuskels, dem alleinigen „Motor“ der inversen Prothese, soll durch die hier angewandte Technik vermieden werden. Die intakten Reste der Subskapularis- und Infraspinatussehne wurden erhalten und zum OP-Ende reinseriert. Hingegen wurden Reste der Supraspinatussehne exzidiert. Bei Reoperationen wurde, wann immer möglich, der vorbestehende Zugang benutzt (meist mit Erweiterung).

Bei den FS und den W wurde ebenfalls versucht, Reste der Rotatorenmanschette bzw. der Tuberkula zu erhalten und zu reinserieren. Da bei diesem Vorgang sehr oft eine exzessive Mobilisation der kontrakten Verhältnisse notwendig ist, war dies nicht immer möglich.

Die Gelenkkapsel wurde in allen drei Anteilen, anterior, inferior und posterior vollständig vom Glenoidhals mobilisiert, die Labrumreste mit einem anhaftenden Kapselstreifen exzidiert und das Glenoid für die zementfreie Fixation der Metaglène präpariert. Nach Befestigung der Metaglène wurde die Glenosphäre auf der Basisplatte fixiert. Die Implantation des Prothesenschaftes erfolgte mit 0° bis 10° Retroversion. Bei der RDA wurde der Schaft in anatomischer Höhe implantiert. Bei den FS und beim W wurde ebenfalls eine Rekonstruktion der anatomischen Humeruslänge angestrebt, entscheidendes Kriterium war aber die Stabilität des Gelenkes. Nur im Ausnahmefall wurde über eine nichtanatomische Verlängerung mittels höherer PE-Inlays bzw. die Verwendung eines Zwischenringes versucht, eine ausreichende VorSpannung des Deltamuskels und des Muskulus korakobrachialis einzustellen. Ein hochkongruentes Inlay wurde in keinem Fall verwendet.

4.5. Nachbehandlung

Unmittelbar postoperativ wurde der Arm im Gilchristverband fixiert. Die Analgesie erfolgte mittels Bupivacain 0,25%, das über einen interskalenären Plexuskatheter appliziert wurde, der in der Regel bis zum dritten p.o. Tag verblieb. Die operierte Schulter wurde postoperativ für 3 Wochen auf einem Thoraxabduktionskissen in 30° Abduktion in der Skapulaebene, 30° Flexion und Neutralrotation, nachts im Gilchristverband gelagert.

Während dieser Zeit erfolgte ab dem ersten p.o. Tag eine frühfunktionelle, aktiv-assistive Mobilisation für 6 Wochen unter Vermeidung der Retroversion und Außenrotation. Die Behandlung wurde durch den Einsatz der CPM (Continuous Passive Motion) unterstützt. Bei Refixation des Muskulus deltoideus nach anterosuperiorem Zugang durfte keine aktive Abduktion und Flexion während der ersten 6 Wochen ausgeführt werden. Nach drei Wochen wurde die Mobilisation gesteigert, insofern keine spezielle Luxationsgefahr bestand. Ab dem 1. p.o. Tag erfolgten allgemein unterstützende und detonisierende Maßnahmen wie Haltungsschulung (kurzer Fuß), Koaktivierung nach Brunkow, massagen, Lymphdrainage u.a.

Die Entlassung aus stationärer Behandlung erfolgte in der Regel am achten p.o. Tag. Nach drei Wochen nahmen die Mehrzahl der Patienten an einer stationären Anschlussheilbehandlung (AHB) teil.

4.6. Statistische Verfahren

Zur deskriptiven Darstellung der Verteilung des CS wurden die Mittelwerte, Medianwerte, 25% und 75% Perzentile berechnet.

Abduktions-Flexions- und Kraftwerte wurden in Bezug auf die Diagnosen nicht-parametrisch mittels Wilcoxon-Tests geprüft. Die p-Werte jedes Kontrasts wurden anhand des Bonferroni-Verfahrens adjustiert.

Um den CS hinsichtlich der Diagnosen zu vergleichen, wurden multiple Regressionsmodelle gerechnet (Varianzanalysen unter Berücksichtigung von Alter und Geschlecht). Separate Modelle zu den Nachkontrollen sowie gepoolt für die Monate 3 bis 36 und darüber wurden geschätzt - die gepoolten Modelle zusätzlich unter Verwendung des Monats als Kovariate. Die Verteilung der Residuen wurde mittels qq-plots bzw. mit Scatterplots auf Normalverteilung geprüft.

5. Ergebnisse

In die Untersuchung gingen 59 Schultergelenke ein. Die Gruppe der RDA wurde nach den röntgenologischen Klassifikationen (Abb. 16) von Hamada (1990) und Walch (2005) in einzelne Subtypen aufgeteilt. Darunter konnte kein Typ I, zweimal Typ II, sechsmal Typ III und elfmal Typ IV ermittelt werden. Nach Walch (2005) wurde der Typ 4 aufgeteilt in 4x Typ IVa, 7x Typ IVb. Typ V wurde viermal diagnostiziert. Die Beurteilung der Pfannenerosion bei der RDA erfolgte nach Favard et al. (2006). Aufgrund der Qualität der Röntgenbilder konnten nur 22 Fälle bewertet werden, wobei E0 achtmal, E1 siebenmal, E2 dreimal und E3 viermal registriert wurden (Abb. 17).

Die röntgenologische Einteilung der FS erfolgte nach Boileau und Walch (1998, Abb. 18). Zwei Mal wurden Typ I, II und IV sowie 13 Mal Typ III ermittelt.

5.1. Constant Score

Die Ergebnisse des CS der Gesamtgruppe (Abb. 21, Tab. 1) verbesserten sich im Mittel (jeweils betrachtet nach einer Follow-Up-Zeit von 36 Monaten) von 18,1 (2-55) auf 59,4 (17-94) Punkte, wobei das Maximum nach 60 Monaten bei 63,0 Punkten lag. Nach einer FU-Zeit von 72 Monaten fiel der CS auf Werte um die 54,7 Punkte ab. In dem gesamten Patientengut ist somit ein Anstieg der CS-Werte (Delta-Constant) von ca. 40 Punkten zu verzeichnen.

In einer früheren Untersuchung hat die Arbeitsgruppe um Irlenbusch das gleiche Patientengut bei einem FU von 18 Monaten nachuntersucht (Irlenbusch 2008). Es zeigte sich eine rasch eintretende postoperative Verbesserung der Funktion, welche nach einem Jahr praktisch abgeschlossen ist (Abb. 22).

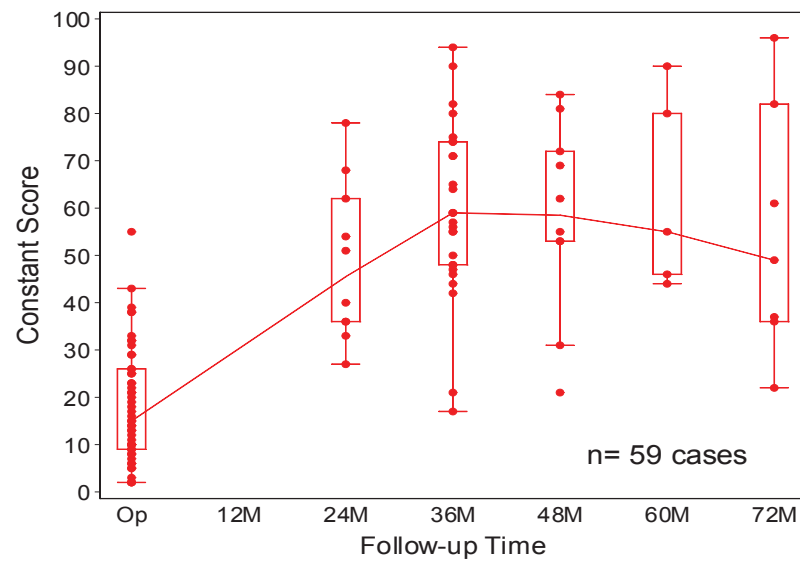


Abb. 21: Zeitlicher Verlauf des Constant Score, Gesamtgruppe (Medianwerte, prä-, postoperative Unterschiede zu allen Zeitpunkten $P \leq 0,001$; Box = 25% und 75% Perzentilbereich, Whisker = Max.- und Min.-wert, o = Ausreißer – Fälle mit Werten zwischen der 1,5- und 3-fachen Boxlänge von jedem Ende der Box).

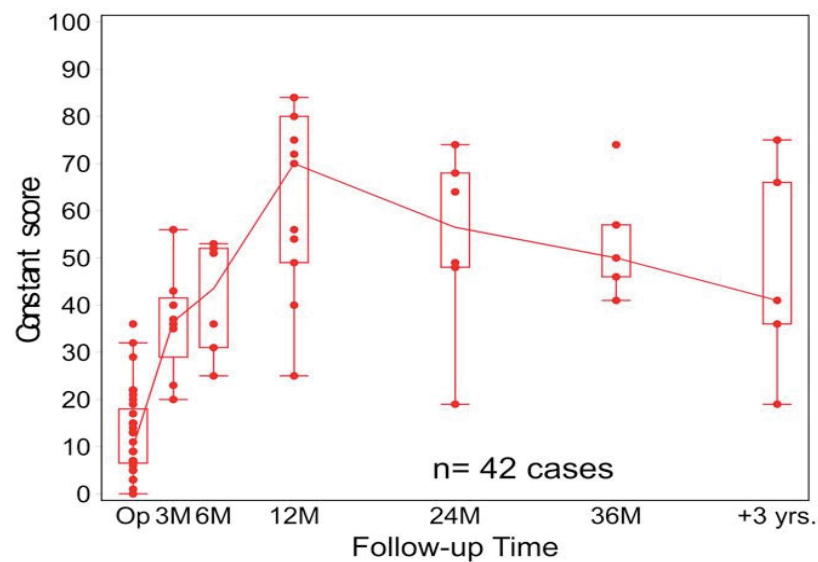


Abb. 22: Zeitlicher Verlauf des Constant Score, frühere Untersuchung mit einem FU von 18 Monaten am gleichen Patientengut, Legende siehe Abbildung 21 (aus: Irlenbusch et al. 2008).

Constant Score im zeitlichen Verlauf									
Follow-up	Mean	Stdev.	Median	25% Pctl	75% Pctl	Low CL	Up. CL	Min	Max
0 pre OP	18.1	12.2	15.0	9.0	26.0	14.7	21.5	2.0	55.0
24 Mo.	48.5	16.9	45.5	36.0	62.0	36.4	60.6	27.0	78.0
36 Mo.	59.4	18.2	59.0	48.0	74.0	52.2	66.6	17.0	94.0
48 Mo.	58.1	20.3	58.5	53.0	72.0	43.6	72.6	21.0	84.0
60 Mo.	63.0	20.8	55.0	46.0	80.0	37.2	88.8	44.0	90.0
72 Mo.	54.7	26.6	49.0	36.0	82.0	30.1	79.3	22.0	96.0

Tab. 1: Constant Score im zeitlichen Verlauf, Gesamtgruppe.

Die Gruppe der RDA (Abb. 23, Tab. 2 und 3) zeigte einen Anstieg der Werte von präoperativ 25,7 (2-55) Punkten auf 72,3 (44-96) Punkte mit einer Differenz von etwa 47 Punkten (Max. zu FU 36 Monate mit 72,9 Punkten). Die Gruppe der FS verzeichnete eine Steigerung um ca. 34 Punkte von 13,2 (2-38) auf 46,8 (17-90) Punkte (Max. zu FU 48 Monate mit 57,5 Punkten). In der Gruppe der Wechsel stiegen die Werte um 37 Punkte von 11,4 (2-26) auf 48,1 (21-75) Punkte, wobei hier das Maximum nach 60 Monaten mit 44 Punkten erreicht wurde.

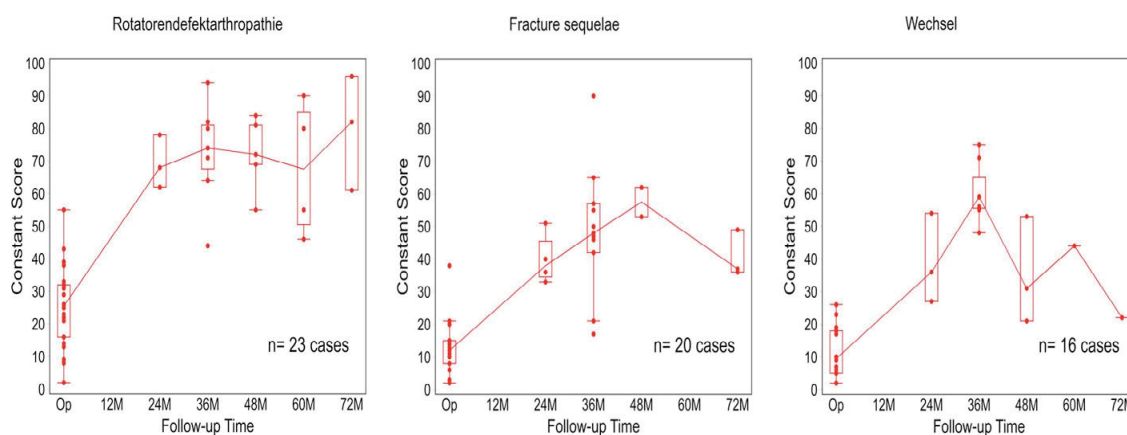


Abb. 23 a-c: Zeitlicher Verlauf des Constant Score im Untersuchungszeitraum bei Rotatorendefektarthropathie, Fracture sequelae und Prothesenwechsel.

Constant Score nach Diagnose präoperativ									
Diagnose	Mean	Stdev.	Median	25% Pctl	75% Pctl	Low CL	Up. CL	Min	Max
RDA	25.7	12.5	25.5	16.0	32.0	20.2	31.2	2.0	55.0
FS	13.2	8.7	12.0	8.0	15.0	8.4	18.0	2.0	38.0
W	11.4	7.8	9.5	5.0	18.0	6.8	15.9	2.0	26.0
Total	18.1	12.2	15.0	9.0	26.0	14.7	21.5	2.0	55.0
$p \leq 0.0001$									

Tab. 2: Constant Score nach Diagnose präoperativ.

Constant Score nach Diagnose FU									
Diagnose	Mean	Stdev.	Median	25% Pctl	75% Pctl	Low CL	Up. CL	Min	Max
RDA	72.3	14.0	74.0	62.0	82.0	66.2	78.3	44.0	96.0
FS	46.8	15.9	47.5	36.5	54.0	39.3	54.2	17.0	90.0
W	48.1	16.5	53.5	33.5	59.0	39.3	56.9	21.0	75.0
Total	57.1	19.5	55.0	44.0	72.0	52.0	62.1	17.0	96.0
$p \leq 0.043$									

Tab. 3: Constant Score nach Diagnose zum mittleren FU-Zeitpunkt.

Anhand der Werte wird deutlich, dass die Gruppe der RDA bereits präoperativ die höchsten Werte aufwies. Zusätzlich konnte ein signifikanter Unterschied ($p < 0,001$) zwischen den einzelnen Diagnosegruppen belegt werden.

5.2. Komponenten des Constant Scores

Die oben beschriebene Verbesserung spiegelt sich in allen Komponenten des CS wieder. Die Gruppe der RDA erzielte im Vergleich die höchste Schmerzlinderung und Kraftentwicklung. Allerdings ist hier zu bedenken, dass die Werte für die Kraft in der FS und W Gruppe präoperativ nicht leitliniengerecht, entsprechend der aktuellen Empfehlungen, erhoben werden konnten, da es bei diesen Patienten nicht möglich war, den geforderten Abduktionswinkel einzuhalten (Constant et al. 2008). Aus Gründen der Vergleichbarkeit mit früheren Untersuchungen (siehe Methodik) wurden sie aber trotzdem gewertet.

5.2.1. Schmerz

Eine deutliche Verbesserung zeigte sich auch anhand des Pain Scores (15 = starke Schmerzen, 0 = keine Schmerzen), wobei auch hier die RDA am stärksten von der Operation profitierte (Delta Schmerz 11,3; $p < 0,0001$), dicht gefolgt von der Gruppe der Wechseloperationen mit einem Delta von 10,5 und anschließend die Gruppe der FS mit einem Delta von 8,9. Insgesamt lag eine Verbesserung von 10,3 Punkten für alle Gruppen vor (Tab. 4).

Schmerzentwicklung nach Diagnose										
Diagnose	Präoperativ					Postoperativ				
	Mean	Stdv	Median	Min	Max	Mean	Stdv	Median	Min	Max
RDA	3.0	4.0	0	0.0	15.0	14.3	1.7	15.0	10	15
FS	3.4	5.4	0	0.0	15.0	12.3	3.0	12.5	5	15
W	1.1	2.1	0	0.0	5.0	11.6	3.5	10.0	5	15
Total	2.6	4.1	0	0.0	15.0	12.9	3.0	15.0	5	15
	p = 0.311					p = 0.0072				

Tab. 4: Schmerzentwicklung im Untersuchungszeitraum nach Diagnose.

Vor der Implantation der Prothese gaben noch 33 Patienten (63,5%) starke Schmerzen an, zum Zeitpunkt der Nachuntersuchungen wiesen 37 Patienten (62,7%) gar keine Schmerzen mehr auf.

Auch hier profitiert die Gruppe der RDA am meisten von der Implantation der Deltaprothese. Außerdem tritt die Schmerzlinderung früher ein (24 Monate), in den anderen Gruppen werden die maximalen Werte erst mit 36 (Wechsel) und 48 Monaten (FS) erreicht.

5.2.2. Kraft

Die Kraft wurde mit einem mobilen Messgerät in Kilogramm gemessen. Die Werte wurden Bereichen von 1 (0-1kg) bis 25 (12 kg und mehr) zugeordnet. Im Durchschnitt verbesserte sich die Kraft des operierten Armes um 1,2 (Tab. 5). Den größten Zuwachs an Kraft zeigte die Gruppe der W mit einem Delta von 1,6. Die Gruppe der FS erreichte ein Delta von 1,2. Schlusslicht in puncto Kraftzuwachs bildete die RDA mit einem Delta von 0,7. Hierbei muss erwähnt werden, dass diese Gruppe bereits präoperativ die größte Kraft mit 1,7 besaß (vgl. Wechsel 0,4 und FS 0,5) und diese hohen Ausgangswerte für die restlichen Gruppen unerreicht blieben.

Kraftentwicklung nach Diagnose										
Diagnose	Präoperativ					Postoperativ				
	Mean	Stdv	Median	Min	Max	Mean	Stdv	Median	Min	Max
RDA	1.7	3.8	0	0	13	2.4	1.2	2.0	0	4
FS	0.5	0.6	0	0	2	1.7	1.2	2.0	0	4
W	0.4	0.5	0	0	1	2.0	1.0	2.0	0	4
Total	1.0	2.6	0	0	13	2.1	1.2	2.0	0	4
	p = 0.674					p = 0.117				

Tab. 5: Kraftentwicklung im Untersuchungszeitraum nach Diagnose.

5.2.3. Beweglichkeit

5.2.3.1. Aktive und passive Anteversion

Insgesamt wurde eine Verbesserung der Beweglichkeit in der aktiven Anteversion um 58° (von 47° auf 105°) erreicht. Im Einzelnen entspricht dies einem Plus an Beweglichkeit von 82° bei der RDA, 73° in der Gruppe der FS und 31° in der Wechsel-Gruppe (Abb. 24).

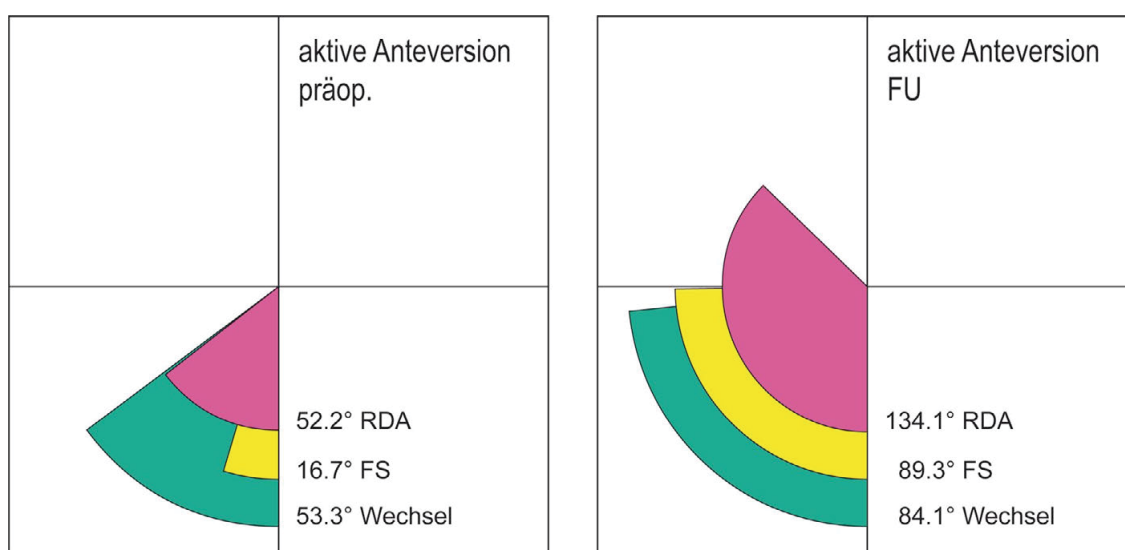


Abb. 24: Prä- und postoperative Entwicklung der aktiven Anteversion.

Im Vergleich dazu fallen die Werte der passiven Anteversion etwas geringer aus, insgesamt ist hier ein Zuwachs von 57° auf 85° (um 28°) zu verzeichnen, wobei in den einzelnen Gruppen die Unterschiede nicht so ausgeprägt sind. Die präoperativen Werte liegen für FS und W um die 43° und RDA bei 74° , alle postoperativen Werte liegen im Durchschnitt bei 85° . Präoperativ hat auch hier die Gruppe der RDA die höchsten Ausgangswerte, was im Vergleich den Zuwachs an Beweglichkeit in der passiven Anteversion geringer ausfallen lässt.

Wie bei den vorangegangenen Beobachtungen festgestellt, liegen auch in der Beweglichkeit die maximalen Werte in einem Zeitfenster zwischen 36 und 48 Monaten, lediglich die Gruppe der RDA hat ihre maximalen Werte bei einer FU von 72 Monaten.

5.2.3.2. Aktive und passive Abduktion

Die Untersuchungsergebnisse der aktiven Abduktion ergeben ein ähnliches Bild. Hier liegt die Gruppe der RDA mit einem Delta von 62° vorne, gefolgt von der Gruppe der FS mit 49° und den Wechseloperationen mit 35° (Abb. 25). Die gemittelten Werte liegen somit bei 49° . Bei der aktiven Abduktion liegen die präoperativen Werte der Gruppe der RDA bei von anderen Gruppen unerreicht hohen 53° und steigen postoperativ auf 115° . Insgesamt stiegen die Werte von 46° ($10-90^\circ$) auf 93° ($45-180^\circ$).

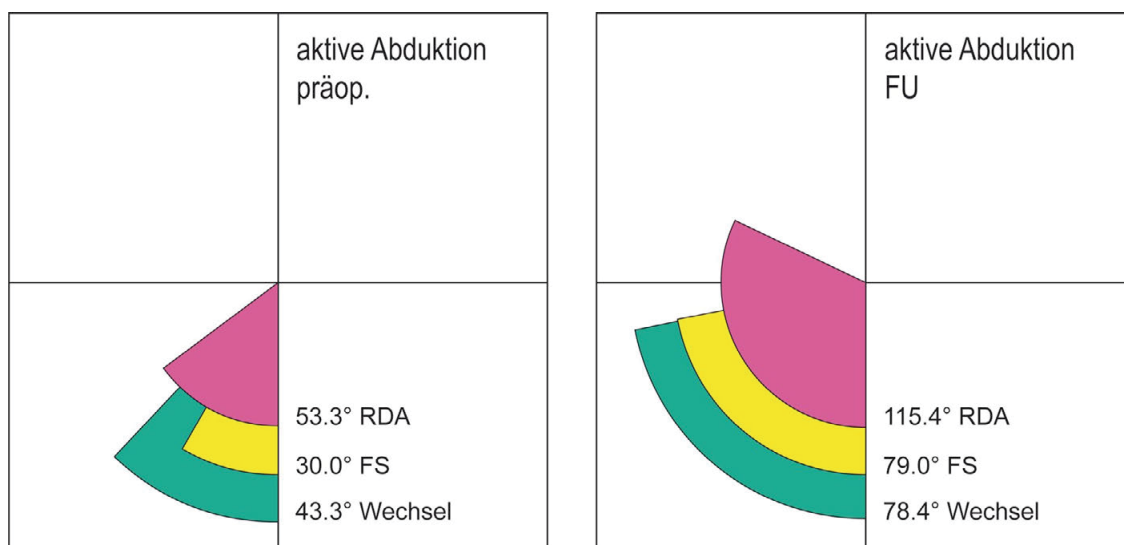


Abb. 25: Prä- und postoperative Entwicklung der aktiven Abduktion.

Bei der Betrachtung der mittleren Werte über die FU-Zeit zeichnet sich hier, wie auch bei der passiven Abduktion, eine Tendenz ab, dass die Werte einen Tiefpunkt bei einer FU von 48 Monaten zeigen, um dann wieder zu steigen. Bei der aktiven Abduktion erreichen sie ihr Maximum bei 60 Monaten, um dann wieder leicht abzufallen. Im Mittel lag die Verbesserung der passiven Abduktion bei 30° . Im Einzelnen lagen die Werte für die W bei 39° , FS bei 37° und für die RDA bei 19° . Der Ausgangswert der RDA-Gruppe lag präoperativ bei 68° . Solch

hohe Werte konnten von keiner anderen Gruppe erhoben werden, was auch das relativ geringe Delta von 19° erklärt.

Bis auf die Gruppe der RDA mit dem Maximum von 92° bei einer FU-Zeit von 24 Monaten erzielten alle anderen Gruppen die maximalen Werte nach einer mittleren FU von 72 Monaten. Die mittleren Werte fielen von 84° auf ihr Minimum von 77° bei 48 Monaten, um dann wieder kontinuierlich auf das Maximum von 87° bei 72 Monaten anzusteigen.

5.2.3.2. Aktive und passive Außenrotation

Die aktive tiefe AR liegt präoperativ bei sehr niedrigen Werten zwischen -5° bis 5° , um zur FU auf einen Mittelwert von 19° zu steigen. Auch hier zeigt sich für die RDA mit 28° das beste Ergebnis, FS und W liegen bei 11° und 12° (Abb. 26).

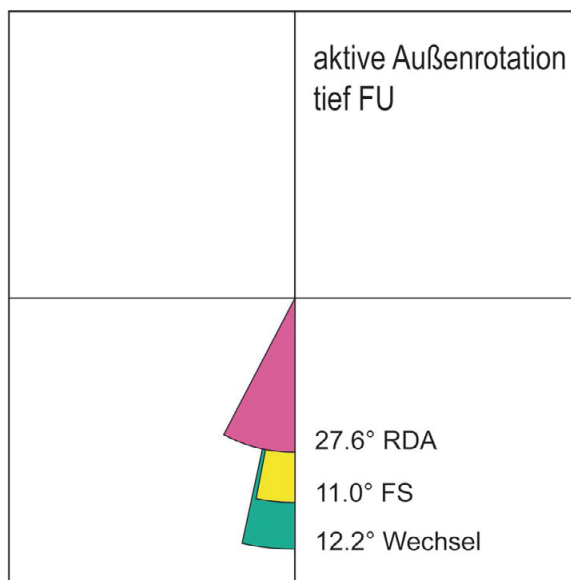


Abb. 26: Postoperative Mittelwerte der aktiven Außenrotation bei anliegendem Arm

Vor der Operation konnte kein Patient die aktive hohe AR ausführen, nach der Implantation der Deltaprothese war diese in 55 von 59 Fällen möglich (Abb. 27). So erreichte die RDA-Gruppe 63°, die FS 19°, und die Wechselgruppe 14°.

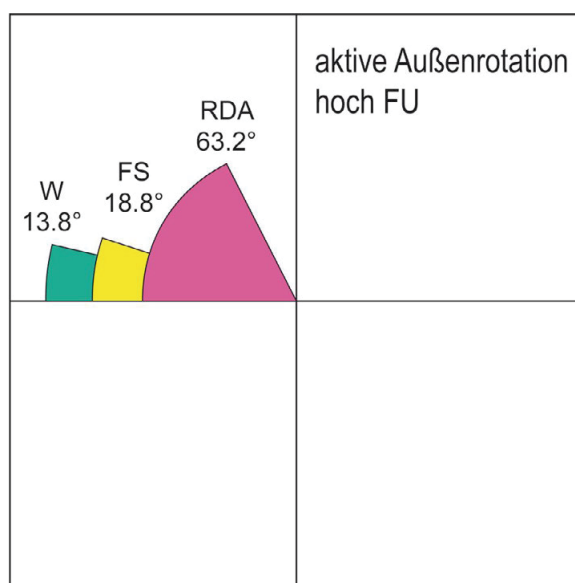


Abb. 27: Postoperative Mittelwerte der aktiven Außenrotation bei 90° abduziertem Arm.

Die Verbesserung aller Gruppen betrug bei der passiven tiefen AR im Mittel 22°, sie konnte von minimal -20° auf maximal 90° gesteigert werden. Die Werte der hohen AR stiegen von -0° auf 60°. Bei der hohen AR liegt die Gruppe der RDA an erster Stelle; sie verbesserte ihre Werte im Schnitt um 56°, wohingegen die Differenzen bei den FS bei 6,3° und den Wechseloperationen bei 10° liegen. Im Gegensatz zur hohen AR sehen die Bedingungen bei der tiefen AR anders aus; hier zeigt die Gruppe der RDA präoperativ die geringsten Werte (RDA 19°, FS 23°, W 28°), erreicht jedoch in der Nachuntersuchung das höchste Delta mit 27°, knapp gefolgt von der Gruppe der FS mit 24° und den Wechseloperationen mit 11°.

Die prä- und postoperativen Veränderungen bei hoher (90° elevierter Arm) und tiefer Außenrotation sind statistisch signifikant ($p = 0.4$).

5.3. Komplikationen

Zu den hier unter Komplikationen zusammengefassten Veränderungen werden das Notching, Infektionen, Hämatome, Materiallockerungen, Luxationen, und neurologische Schäden gezählt. Insgesamt lag die Revisionsrate bei 15,3% (9 Patienten). Nach Implantation der Deltaprotthese traten 5 Infektionen auf, von denen alle an selbiger Stelle voroperiert waren. Es handelte sich hierbei um 3 oberflächliche Infektionen und 2 tiefe, revisionspflichtige Infektionen. Eine neurologische Beeinträchtigung des Nervus radialis (W) war bis zum Nachuntersuchungstermin vollständig reversibel. Auch die nachgewiesene Axillarislähmung (FS) verlief temporär. Insgesamt traten 3 Luxationen und 2 Dekonnektionen von Materialkomponenten auf.

Komplikationen	
Parameter	Anzahl bezogen auf 59 RSP
Notching	51
Infektionen	5 (2 tiefe revisionspflichtig)
Hämatome	5 (davon 3x punktiert, 2 revisionspflichtig)
Luxationen	3
Lysesäume	2
Materiallockerungen / Dekonnektionen	2
Neurologische Komplikationen	1 reversible Radialisparese 1 temporäre Axillarisparese
Komplikationen gesamt (außer Notching)	17 (28,8%)
Revisionen gesamt	9 (15,3%) (2 Infektionen, 2 Hämatome, 3 Luxationen, 2 Dekonnektionen)

Tab. 6: Komplikationen.

5.3.1. Notching

Aufgrund der strengen Qualitätskriterien (siehe Methodik) konnten von den 59 Schultergelenken nur 51 Röntgenbilder zur Auswertung herangezogen werden. Die Notching-Rate lag insgesamt bei 86,4% (Tab. 7), was 51 von 59 behandelten Schultern entspricht. In den einzelnen Gruppen wurde mit 27 Fällen am häufigsten das Notching Grad 1 beobachtet. Grad 2 wurde 21 Mal nachgewiesen und in 2 Fällen ein Grad 3. Lediglich einmal wurde ein Notching Grad 4 in der Gruppe der RDA beobachtet.

Im Einzelnen wurde das Notching in 35,6% für die RDA, in 28,8% bei den FS und in 22% bei den W nachgewiesen.

Skapula-Notching (Grad)						
Diagnose	0	1	2	3	4	Total
FS	3 (15.0%)	9 (45.0%)	6 (30.0%)	2 (10.0%)	0 (0.0%)	17 (28.8%)
RDA	2 (8.7%)	11 (47.8%)	9 (39.1%)	0 (0.0%)	1 (4.3%)	21 (35.6%)
W	3 (18.8%)	7 (43.8%)	6 (37.5%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	13 (22%)
Total	8 (13.6%)	27 (45.8%)	21 (35.6%)	2 (3.4%)	1 (1.7%)	51 (86.4%)
Chi2-statistic: 6.53, df=8, p-value = 0.589: Note: %-fractions in the inner cells are calculated by row						

Tab. 7: Skapulanotching, Klassifizierung nach Sirveaux (2004).

5.3.2. Ossifikationen/Sporn

Periartikuläre Ossifikationen wurden bei insgesamt 5 der untersuchten Schultern nachgewiesen. Dabei wurden diese Veränderungen am häufigsten in der Gruppe der FS mit 26,3% gesehen, gefolgt von der Gruppe der RDA mit 26,1% und mit 24,1% in der Gruppe der W.

Eine sogenannter Skapulasporn am medialen Rand der Skapulanotch konnte in 64% (38 Fälle) beobachtet werden. Dadurch erschien in diesen Fällen die Notch röntgenologisch tiefer, als sie tatsächlich ist. Insgesamt war 17 Mal ein Sporn von weniger als 2 mm zu messen, in 11 Fällen lag ein Sporn von < 4 mm vor, 5 Mal wurden bis zu 6 mm gemessen und ein Sporn von mehr als 6 mm war in 5 Fällen präsent. Am stärksten war die Gruppe der W mit 68,8% (11 von 16 Schultern) betroffen, gefolgt von der Gruppe der RDA mit 65,2% (15 Fälle). Die Gruppe der FS wies mit 55% (11 Fälle) den geringsten Wert auf. Am häufigsten wurde mit 34,5% ein Sporn von unter 2 mm gemessen, 29,3% hatten einen Sporn von bis zu 2 mm; maximal 4 mm Sporn wurde bei 19% gemessen und in jeweils fünf Fällen wurde eine Ossifikation von 6 und 8 mm nachgewiesen.

5.3.3. Lysesäume/radiolucent lines

In zwei Fällen konnten Lysesäume an der Glenoidkomponente unabhängig vom Notching nachgewiesen werden. Einmal trat ein Saum unter 0,5mm Breite in Zone 1 und einmal in Zone 2 auf. Am Humerusschaft waren röntgenologisch keine Lysesäume nachweisbar gewesen.

5.3.4. Materiallockerungen/Dekonnektionen

In den untersuchten Schultern gab es klinisch und radiologisch Anhalt für 2 Materialdefekte oder Lockerungen in der Gruppe der W, die mit massivem Notching vergesellschaftet waren.

5.3.5. Luxationen, Akromion- und Korakoidfrakturen

Es wurden 3 Luxationen beobachtet, die jeweils auf dem Boden eines Traumas, einer Akromionfraktur und einer Fraktur des Rabenschnabelfortsatzes in allen drei Diagnosegruppen auftraten.

5.3.6. Hämatome

Bei insgesamt fünf Patienten traten postoperativ Hämatome auf, welche behandlungspflichtig wurden. Davon wurden drei Hämatome punktiert und in zwei Fällen war eine Revision notwendig.

5.3.7. Infektionen

Bei insgesamt 5 Schultern konnte postoperativ eine Infektion nachgewiesen werden. Bei allen Fällen waren eine oder mehrere Voroperationen an selbiger Stelle vorausgegangen. Die Voroperationen waren notwendig wegen 2 infizierter Osteosynthesen und 2 tiefen Infektionen nach Implantation einer anatomischen Prothese. Unter diesen voroperierten Gelenken war auch eine iatrogene Infektarthrits nach Injektionen. Insgesamt 2 Patienten (FS und W) unterzogen sich einer Revisionsoperation zur Sanierung einer tiefen Infektion nach Implantation der Deltaprothese. Die anderen 3 Infektionen waren oberflächliche Wundheilungsstörungen.

6. Diskussion

Diese Arbeit untersucht die mittelfristigen Ergebnisse von 59 konsekutiv operierten Schultergelenken, bei denen in den Jahren von 2003 bis 2007 eine inverse Schulterendoprothese (Delta-III, Fa. DePuy) implantiert wurde. In die Untersuchung gingen die Daten von 52 weiblichen und 7 männlichen Schultergelenken ein. Das mittlere Alter lag bei 64,3 (62,3-81,8) Jahren bei einer durchschnittlichen Nachuntersuchungszeit von 42,6 Monaten (SD 14,6 Monate; Min. 22,4/Max. 85,1 Monate). Das Durchschnittsalter der Patienten in unserer Studie ist relativ hoch, was darauf beruhen könnte, dass über 30% der Patienten mit einer erworbenen RDA erst über dem 70. Lebensjahr symptomatisch werden (Glatzel 2007).

Die Implantation einer RSP ermöglicht die Rekonstruktion eines stabilen Rotationszentrums und gewährt somit die weitgehende Wiederherstellung der Schulterfunktion in den Fällen, in denen aufgrund einer hochgradigen Funktionsstörung der RM die Implantation einer anatomischen Prothese nicht aussichtsreich erscheint. Im Hinblick auf die teilweise katastrophalen Ausgangsbedingungen der einzelnen Krankheitsbilder konnten nach der Implantation sehr gute postoperative funktionale Ergebnisse nachgewiesen werden. Die in dieser Studie erhobenen CS Werte liegen auf dem Niveau der in der Literatur publizierten Daten (Tab. 8), wobei zu berücksichtigen ist, dass der präoperative Durchschnittswert im Vergleich zu anderen Studien sehr niedrig ist. Die relative Verbesserung (Delta-CS) ist deshalb als sehr gut einzustufen.

In die Bewertung der Ergebnisse fließen weitere Parameter ein, die aus Sicht der Patienten von äußerster Wichtigkeit für ihre Zufriedenheit sind. So ist nicht nur der absolut erreichbare funktionelle Score von Bedeutung, sondern eher die Verbesserung der Funktion (Delta-CS). Das bedeutet, dass selbst relativ geringe postoperative Werte eine große Verbesserung im Bezug zu den Ausgangswerten für den einzelnen Patienten darstellen können. So erreichten auch Patienten mit äußerst schlechten Ausgangsbedingungen nach in Fehlstellung verheilten Frakturen oder einer revisionsbedürftigen anatomischen Schulterendop-

rothese eine Verbesserung um fast 40 Punkte. Dies stellt einen beachtenswerten Funktionsgewinn dar.

Die niedrigen Ausgangswerte in unserer Studie beruhen wahrscheinlich auf den sehr streng formulierten Selektionskriterien. Die Indikation wurde überwiegend bei Patienten mit einer RDA Grad 4 und 5 nach Hamada gestellt, nur ausnahmsweise bei irreparablen Rupturen mit noch gut erhaltener Gelenkfläche (Hamada 1990). Somit wurden fortgeschrittene Fälle operiert, deren präoperative Werte entsprechend niedrig ausfallen. Im Gegenzug dazu finden sich in der Literatur auch Empfehlungen, die für die Implantation einer RSP bei RDA ohne Zeichen einer degenerativen Gelenkdestruktion (Gonzales 2006, Molé 2006), d.h. bei alleiniger irreparabler Rotatorenmanschettenruptur, sprechen. Die präoperativen Werte müssen in diesen Fällen besser sein. Die strenge Indikationsstellung an unserer Klinik erfolgte im Hinblick auf die begrenzte Standzeit der Prothese, so dass vor Implantation alle anderen Maßnahmen, speziell Muskel-Ersatzoperationen (Latissimus-dorsi-Plastik), ausgeschöpft werden sollten.

Einschränkend muss allerdings darauf hingewiesen werden, dass Harreld et al. (2011) Patienten mit einer alleinigen RM-Ruptur mit denen mit einer Arthropathie verglichen, die mit einer RSP versorgt worden waren. Für beide Gruppen, Rotatorendefekt und Arthropathie, registrierten sie ähnliche Ergebnisse.

In der Literatur wird auf Voroperationen, wie RM-Reinsertionen, Latissimus-Dorsi-Transfers oder Debridementoperationen hingewiesen, welche das zu erwartende Ergebnis nach Implantation der Deltaprothese hinsichtlich der Komplikationsrate und der zu erreichenden Scorewerte schwächen können (Seebauer 2005). In diesem Zusammenhang sind in dem hier untersuchten Patientengut lediglich 2 Patienten aus der Gruppe der RDA voroperiert worden, welche auch geringere CS erzielten als der Gruppendurchschnitt, jedoch ist ihre Anzahl zu gering um diesen Effekt hinreichend belegen zu können. Natürlich sind alle Patienten der FS- bzw. Wechselgruppe als voroperiert zu werten und bedingen demzufolge eine Absenkung des präoperativen Ausgangswertes.

Die Gruppe der Wechseloperationen liegt bei dem Delta-CS auf gleichem Niveau mit der Gruppe der FS. Dieser Umstand steht im Widerspruch zu den Er-

gebnissen in der Literatur, in denen die Gruppe der FS eher von der Implantation einer RSP profitiert, als die Gruppe der W (Boileau 2006, Jouve 2006, Wall 2006).

Autoren	Diagnose	N	FU Monate	Ante (°) aktiv Prä/post		AR (°) aktiv Prä/post		Constant Prä/post		Schmerz Prä/post	
Sirveaux 2004	RDA	80	44	73	138	4 ^c 17 ^d	11 ^c 40 ^d	23 P.	66 P.	2.7 ^b	13.4 ^b
Frankle 2006	RDA	60	36	55	105	12	41	-	-	6.3 ^a	2.2 ^a
Seebauer 2005	RDA	57	18	-	-	-	-	26- 43%	85- 97%	-	12,8 ^b
Boileau 2006	Versch.	45	40	55	121	7	11	17 P.	58 P.	-	3.2 ^a
Favard 2006	RDA	127	49	70	135	8 ^c 24 ^d	11 ^c 46 ^d	23 P.	65 P.	3 ^b	13 ^b
Gohlke 2006	Wechsel Frakturproth.	20	18	-	-	-	-	18%	63%	88% gut o. sehr gut	
Gonzales 2006	RDA Wechsel	42	50	82	123	5	7	25 P.	56 P.	3.3 ^b	11.1 ^b
Jouve 2006	Versch.	65	46	49	116	2 ^c 12 ^d	2.5 ^c 27 ^d	17 P.	49 P.	3.2 ^b	10.5 ^b
Klein 2006	Versch.	46	13	-	-	-	-	-	86%	-	-
Molé 2006	RMR	47	30	80	133	10	13	40%	90%	4 ^b	12.7 ^b
Paladini 2005	Wechsel Kopfproth.	7	36	-	-	-	-	23 P.	49 P.	-	-
Wall 2006	Wechsel Totalproth.	24	38	61	114	18 ^c 51 ^d	11 ^c 46 ^d	33%	71%	5.3 ^b	11.1 ^b
Werner 2005	RDA	58	38	42	100	17 ^c	12 ^c	29%	64%	5.2 ^b	10.5 ^b
Lévigne 2008	Versch.	326	47	70	125	7	9	23 P.	58 P.	-	-
Valenti 2011	Versch.	76	44	65	126	15	30	24 P.	59 P.	-	-
Aktuelle Studie	Versch.	59	43	47	105	-3 ^d	35 ^d	18 P.	59 P.	2.6 ^b	12.9 ^b

Tab. 8: Vergleich publizierter Daten nach Implantation inverser Schulterendoprothesen (RDA = Rotatorendefektarthropathie; IRMR = Irreparable Rotatorenmanschettenruptur; Versch. = Verschiedenes; W = Wechsel von anatomischer auf inverse Endoprothese; ^a = max. 10 Punkte/VAS, ^b = max. 15 Punkte; P. = Punkte Constant-Score, % = korrigierter Constant Score; ^c = 0° Abduktion, ^d = 90° Abduktion).

Für die Gruppe der FS ist die statistische Auswertung der Daten teilweise problematisch, da bei den osteosynthetisch versorgten Schultergelenken oft eine

akute Indikation nach z.B. Plattenbruch oder HK-Nekrose besteht und präoperativ keine validen Daten zur Schulterfunktion erhoben werden können. Ein ähnliches Problem wirft auch die Gruppe der Wechseloperationen auf, bei denen oft die anterosuperiore Migration der anatomischen Schaftprothese die Ursache für die Umstellung auf eine RSP ist.

Unter Berücksichtigung der früheren Untersuchung von Irlenbusch et al. (2008) fällt in unserem Patientengut auf, dass nach einem Maximalwert des CS bei 12 Monaten ein allmählicher Abfall zu verzeichnen ist. Eine mögliche Erklärung ergibt sich aus der Studie von Greiner et al. (2010), die den Einfluss von degenerativen Veränderungen des Deltamuskels auf die klinische Funktion nach Implantation einer RSP untersuchten. Sie konnten belegen, dass die Degeneration die postoperative Funktion erheblich beeinträchtigt. Dabei unterscheiden sie zwischen einer physiologischen, durch Dehnung provozierten Degeneration der mittleren Partie des Deltamuskels und einer Degeneration des anterioren oder posterioren Anteiles, welche durch den operativen Zugangsweg geschädigt werden kann. Interessanter Weise sehen sie die Degeneration in Abhängigkeit von dem Zeitpunkt der Nachuntersuchung und unabhängig vom Alter der Patienten. Dieses Phänomen kann zur Erklärung der hier erhobenen Daten mit der Kurve des CS im Verlauf der Nachuntersuchungszeit herangezogen werden. Eine andere Erklärung stellt das zunehmende Alter der Patienten mit zunehmendem FU dar, da Hill et al. (2010) in ihrer Studie die Abhängigkeit der abnehmenden Schulterfunktion vom steigenden Alter belegten.

Auch bei Betrachtung der Entwicklung des CS in den einzelnen Diagnosegruppen fällt auf, dass ein Maximum der Werte in dem Bereich von 36-48 Monaten erreicht wird und dann wieder absinkt. Hier stellt sich die Frage nach weiteren Faktoren, welche bisher unberücksichtigt geblieben sind, die aber einen Einfluss auf das Ergebnis haben können oder sich zumindest positiv oder negativ auswirken. Da das gesamte Patientenkollektiv von einem Operateur betreut wurde und auch allen die gleiche physiotherapeutische Weiterbehandlung verordnet wurde, liegt der Verdacht nahe, dass gewisse Einflüsse von dem Coping und der Compliance der Patienten ausgehen. Die Vernachlässigung des gezielten Trainings oder ein gewisser Gewöhnungseffekt könnten ein möglicher Er-

klärungsansatz sein. So wurde bei der Befragung der Patienten auch ihre sportliche Aktivität, bzw. ihre Compliance in Bezug auf physiotherapeutischen Maßnahmen erfasst. Bei der Nachuntersuchung haben Patienten angegeben, von einer intensiven physiotherapeutischen Nachbehandlung profitiert zu haben. Lastayo et al. (1998) und Raab et al. (1996) konnten einen positiven Effekt der kontinuierlichen passiven Bewegungsprogramme/CPM auf das Ergebnis bei Patienten nach RDA-Operation belegen. Eindeutig war in unserer Studie der Zusammenhang zwischen vorhandener gelegentlicher bis regelmäßiger sportlicher Aktivität und vergleichsweise postoperativ höherem CS. Dieser Effekt trat auch alters- und geschlechtsunabhängig auf. Bereits vor der Implantation der RSP aktive Patienten hatten ein eindeutig besseres funktionelles postoperatives Ergebnis. Bei der Recherche nach Richtlinien zur optimalen Behandlung nach Implantation einer STEP beschränken sich die Angaben in der Literatur auf allgemeine Empfehlungen nach Schulter-Operationen. Eine differenzierte Betrachtung und ein wissenschaftlicher Vergleich gängiger Strategien/Methoden ist gegenwärtig nicht vorhanden.

Bezüglich der postoperativen Beweglichkeit der Gesamtgruppe fällt eine erstaunlich gute Außenrotation bei abduziertem Arm von durchschnittlich $35,4^\circ$ auf. Dies ist auf die sehr guten Werte in der RDA-Gruppe mit 63° zurückzuführen. Bei den FS und Wechseloperationen werden dagegen weniger als 19° erreicht. Verschiedene Autoren sind deshalb dazu übergegangen, den Status der Außenrotatoren, speziell des M. teres minor, im MRT präoperativ zu beurteilen und den Eingriff gegebenenfalls mit einer Latissimus-dorsi-Plastik zu kombinieren (Boileau 2007, Simovitch 2007). Die besseren Werte der Außenrotation bei RDA als bei FS und den Wechseloperationen sind ein Indiz dafür, dass auch bei der Implantation einer RSP auf eine sorgfältige Behandlung bzw. Reinsertion der residualen Außenrotatoren geachtet werden sollte, sofern die anatomischen Verhältnisse dies zulassen. Dies gilt auch für die Reinsertion der Tuberkula bei posttraumatischen Zuständen.

Einen für den Untersucher schwierig zu erfassenden Parameter stellt nach wie vor der Schmerz des Patienten dar, die Spanne zwischen subjektiver und objektiver Einschätzung klafft weit auseinander. So hat zum Beispiel die Adelaide

Health Study belegt, dass Frauen in 40% der Fälle eher von Schmerzen berichten als Männer (Hill et al. 2010). In klinischen Studien stimmt zudem die Einschätzung von Arzt und Patient nur in 10% überein. Für die Bewertung des Schmerzes eignet sich die im CS verwendete Einteilung des subjektiv empfundenen Schmerzes als valider Parameter.

Unklarheit über die Durchführung der Messungen im CS, speziell der Messung der Kraft, war lange Zeit Gegenstand der wissenschaftlichen Auseinandersetzung. In der Vergangenheit wurden zwei Methoden der Kraftmessung mittels eines Tensiometers/Zugmessgerätes parallel verwendet, wobei das Gerät entweder am Deltaansatz oder am Handgelenk angelegt wurde. Allerdings divergieren die erhobenen Daten der zwei Methoden erheblich. Außerdem sind die Messungen am Deltaansatz äußerst unzuverlässig, da geringe Verschiebungen der angelegten Manschette erhebliche Auswirkungen auf das Ergebnis haben. Um den Effekt des Drehmomentes und Hebelarmes besser zu kontrollieren wird von Thomas et al. (2003) die Messung am Handgelenk empfohlen. Allerdings wären bei letztgenannter Methode die im CS angeführten Vorgaben selbst für gesunde, trainierte Patienten so hoch angesetzt, dass in Versuchen nur die Hälfte der Probanden und keine Frau die maximalen Messwerte erreichten. Die Autoren gehen darum von der weitläufig angewendeten Methode der Messung am Deltaansatz aus und geben einen Umrechnungsfaktor für die Messung am Handgelenk an. Neben dem Messpunkt waren auch andere Parameter der Kraftmessung nicht klar definiert, wie z.B. bei welchem Grad der Abduktion die Messung erfolgen soll. In einer Konsensusarbeit führender Schulterchirurgen wurden deshalb die Richtlinien klar definiert (Constant 2008, Lillkrona 2008). Danach darf die Kraftmessung z.B. nur noch bei 90° abduziertem Arm vorgenommen werden. Bis auf diese Forderung haben wir in unserer jetzigen Studie alle Vorgaben eingehalten. Die Kraftmessung erfolgte aber in der gleichen Weise wie in der vorangegangenen Studie mit einem FU von 18 Monaten, um einen Vergleich zu ermöglichen. Die sich daraus ergebenden Unschärfen im Literaturvergleich sind unseres Erachtens nicht größer, als dies in den vergangenen Jahren generell der Fall war.

Die Einteilung nach Sirveaux (2004) erlaubt die radiologische Beurteilung des Notchings. Ein Zusammenhang zwischen dem Grad des Notchings und der klinischen Schulterfunktion ist allerdings nicht eindeutig belegt bzw. es liegen gegensätzliche Aussagen hierzu vor. Auch in unserer Studie konnten wir keinen eindeutigen Zusammenhang feststellen. Nicholson et al. (2010) untersuchten auf der Grundlage der bestehenden Literatur diese Problematik und kamen letztendlich zu keinem eindeutigen Ergebnis. Einige Autoren betrachten das Notching als eine postoperative Komplikation, andere hingegen sehen das Notching als eine natürliche Nebenwirkung bei Einsatz einer RSP (Nicholson et al. 2010). In einer randomisierten Multicenterstudie untersuchten Lévine et al. (2011) die Inzidenz des Notchings und deren Zusammenhang mit funktionellen Werten in insgesamt 461 Fällen. In 68% der Fälle wurde ein Notching nachgewiesen, dessen Verteilung ähnlich den Ergebnissen in unserer Studie liegt. Bei je 22% und 23% wurden die Grade 1 und 2 registriert, lediglich bei 13% und 10% wurden Grad 3 und 4 gemessen. Lévine et al. 2010 fanden in der Literatur eine Inzidenz des Notchings von 44% bis 96%, in diesem Bereich lassen sich auch die in dieser Studie erhobenen Ergebnisse von insgesamt 86,4% einordnen. Trotzdem haben wir einen sehr hohen Wert registriert, den wir auf die exakten Anforderungen an die verwertbaren Röntgenaufnahmen und die Verwerfung nicht verwertbarer Aufnahmen zurückführen.

Allerdings wurden in unserer Studie vergleichsweise weniger hohe Notchingraten der Grade 3 und 4 gemessen, als Lévine et al. (2011) nachgewiesen haben. So wurde in unserer Studie lediglich in der Gruppe der FS ein Notching Grad 3 bei 10% beobachtet, und in der Gruppe der RDA ein Notching Grad 4 bei 4,3% festgestellt. Die FU-Zeit lag mit 51 Monaten deutlich über unserer durchschnittlichen Nachuntersuchungszeit von 42,6 Monaten, so dass eventuell damit gerechnet werden muss, dass sich auch die Werte in dieser Studie mit steigender FU-Zeit erhöhen werden. Gonzales et al. (2006) stellten eine Abhängigkeit des Notchings vom operativen Zugang fest. Sie untersuchten 46 Prothesen nach durchschnittlich 50 Monaten. Ein Skapulanotching wurde in 74% verzeichnet. Insgesamt reichte es in 24% bis zur inferioren Schraube. Bei den Patienten, die mittels des kranialen Zugangs operiert worden waren, war

dies in 64%, bei denjenigen bei denen die Prothese über den deltoideopektoralen Zugang implantiert wurde, in 10% der Fälle. In der Studie von Simovitch et al. (2007) wird das Notching in ein inferiores, posteriores und anteriores Notching eingeteilt, wobei das posteriore Notching mit einer guten aktiven Außenrotation korrelierte, aber keine Auswirkung auf die klinischen Ergebnisse hatte, wie auch das seltene anteriore Notching. Das inferiore Notching hingegen stand in direktem Zusammenhang mit einem niedrigen CS. Im Gegensatz zu den Ergebnissen von Sirveaux et al. (2004) und Simovitch et al. (2007), die einen Zusammenhang zwischen dem CS und der Notchingrate sahen, gibt es sowohl in unserer Arbeit als auch bei Lévine et al. (2011) keinen Anhalt für einen direkten Zusammenhang. Flury et al. (2011) untersuchten eine Gruppe von 21 Patienten über einen ähnlich langen Zeitraum und sahen gleichfalls keinen Zusammenhang zwischen dem Notchinggrad und dem klinischen Ergebnis, jedoch verweisen sie auf die Notwendigkeit von Langzeitstudien.

Die chronologische Entwicklung des Notchings wird in der Literatur relativ einvernehmlich beschrieben. So kamen z.B. Werner et al. (2005) zu dem Ergebnis, dass in 79% der Fälle das Notching zwar früh begann aber nach über einem Jahr keine Progression mehr nachzuweisen war. Simovitch et al. (2007) fanden keine Progression des Notchings mehr nach einer FU-Zeit von mehr als anderthalb Jahren. Auch Nicholson et al. (2010) berichten anhand einer Metaanalyse, dass das Skapulanotching zwischen 6 und 14 Monaten postoperativ aufträte.

Stephenson et al. (2011) untersuchten in einer in vitro Studie mit der Aequalis-Inverse-Prothese die Auswirkung der Voreinstellungen des Humerus in Bezug zur Körperachse auf das Entstehen des Notchings. Sie bestätigten einen Zusammenhang zwischen einer Voreinstellung der humeralen Prothesenkomponente von 20° bis 40° Retroversion und dem generierten höheren Bewegungsumfang für die Außenrotation, was die Entstehung des Impingements verzögerte.

Simovitch et al. (2007b) kamen zu dem Ergebnis, dass die kraniokaudale Positionierung der Glenosphäre, wie auch der Winkel zwischen Glenosphäre und Skapulahals mit dem klinischen Ergebnis und dem Notchinggrad korrelieren.

Dass die möglichst niedrige Positionierung der Glenosphäre das Notching verringert, wird auch durch weitere Autoren, wie Nyffeler et al. (2005) und Middernacht et al. (2008) untermauert. Middernacht et al. (2008) untersuchten den Zusammenhang zwischen der niedrigen Positionierung, dem daraus resultierenden Überhang der Prothese mit der konsekutiv geringeren Notchingrate und wiesen eine signifikante Steigerung der Adduktion von durchschnittlich 13° nach. Die Autoren gehen noch einen Schritt weiter und empfehlen die Abtragung (1-4 mm bei Verwendung einer 36 oder 42 mm Glenosphäre) des infraglenoidalen Tuberkels am inferioren Skapulahals, falls anatomisch kein Prothesenüberhang generiert werden kann.

Nicht nur die Operationstechnik, sondern auch die Fixation der Implantate könne das Ergebnis beeinflussen. Litchfield et al. (2011) fügt dennoch an, dass auch dieser Aspekt in der Literatur kontrovers diskutiert wird und verweist bezüglich des Prothesenschaftes auf die Vor- und Nachteile der zementierten und zementfreien Implantation. So findet die unzementierte Implantation zunehmend Verwendung, da sie mit weniger Verlust gesunder Knochensubstanz vereinbar ist und damit günstigere Voraussetzungen für eine Revisionsoperation bestehen. Zudem wird auf die Zeitersparnis hingewiesen, welche zum einen die Infektionsgefahr und Nebenwirkungen der Anästhesie reduziert, zum anderen zu einer höheren Wirtschaftlichkeit beiträgt.

An weiteren relevanten Komplikationen sind insbesondere postoperative Luxationen zu nennen. Wie Hsu et al. (2011) feststellten, hat die Operationstechnik maßgeblichen Einfluss auf die Stabilität des Gelenkes. Die niedrige Luxationsrate in unserer Untersuchung von 5%, gegenüber bis zu 25% in der Literatur, führen wir deshalb auf die sorgfältige Positionierung der Gelenkpartner, Vorspannung des M. deltoideus und des M. korakobrachialis, ausgiebige Mobilisation und Resektion kontrakter Kapselanteile und Knochenfragmente sowie die bestmögliche Rekonstruktion der Außen- und Innenrotatoren der RM zurück. Auf die Bedeutung dieser Faktoren für die Stabilität des Gelenkes wiesen auch Boileau (2006) und Favard (2006) hin.

Weitere Komplikationen, wie Infektionen, neurologische Störungen, revisionspflichtige Hämatome und Materialdekonnektionen liegen in einem vertretbaren Bereich, so dass sie nicht gesondert diskutiert werden. Insbesondere ist darauf hinzuweisen, dass alle Patienten, bei denen postoperativ eine Infektion registriert werden musste, ein- oder mehrfach voroperiert worden waren.

Auch ohne Berücksichtigung des Skapulanotchings ergibt sich eine Komplikationsrate von 28,8%. Sie liegt damit in dem in der Literatur angegebenen Bereich von 17-50% (Frankle et al. 2006, Levy et al. 2007, Molé et al. 2006, Werner et al. 2005). Wall et al. (2007) beobachteten unter Einbeziehung sämtlicher, auch leichter, Komplikationen eine Rate von 50%.

Farshad et al. (2010) weisen daraufhin, dass die Komplikationsrate inverser Schulterprothesen viermal höher liegt, als die anatomischer Schulterprothesen. Die häufigste Komplikation sei das Skapulanotching, die klinisch relevantesten Komplikationen seien Infektion, Instabilität und Akromionfraktur. Hämatome seien sehr häufig, könnten aber gut kontrolliert werden. Glenoidkomponentenlockerungen dagegen, aus welcher Ursache auch immer, seien selten.

Im Folgenden werden Faktoren beschrieben, die sich nicht in gängige Schemata einordnen lassen. Die Händigkeit der Patienten korreliert häufig mit der operierten Seite, insofern angenommen wird, dass körperliche Arbeit, die überwiegend von der Arbeitshand ausgeführt wird, zu Schultererkrankungen führen kann (Hill 2010). In unserer Studie stimmen in 40 von 58 Fällen (69,0%) Händigkeit und operierte Seite überein, wobei ein beidhändiger Patient als Übereinstimmung gezählt wurde. Im Einzelnen wurden vier von fünf Linkshändern auf der linken Seite operiert (80%), 35 von 52 Rechtshändern auf der rechten Seite (67,3%).

In unserem Patientengut kam fast ausschließlich der deltoideopektorale Zugangsweg zur Anwendung. Ausnahmen wurden lediglich gemacht, wenn im Rahmen einer oder mehrerer vorausgegangener Operationen ein superolateraler Zugang (Delta-Split-Technik) bereits existierte. Whatley et al. (2011) untersuchten an mehreren Fällen die Auswirkung von Voroperationen an der RM auf einen Funktionsverlust des Deltamuskels nach Implantation einer RSP. Sie ka-

men zu dem Ergebnis, dass die Delta-Split-Technik in diesem speziellen Kollektiv, bei dem infolge der Voroperation bereits eine Beeinträchtigung des Delta-muskels vorliegt, eine adäquate Operationsmethode sei. Sie weisen aber auch darauf hin, dass der superolaterale Zugang sich tendenziell als nachteilig bei möglichen Revisionsoperationen erweist.

Eine Aussage zur Standzeit der Prothese ist mittels unserer Untersuchung bei einer mittleren FU von 42,6 Monaten nicht möglich. Guery et al. (2006) berichten aber über 80 RSP in einer Multicenterstudie, von denen 57 nach durchschnittlich 69,6 Monaten nachuntersucht werden konnten. Die Kaplan-Meier-Überlebensrate betrug 91% für das Kriterium „Prothesenrevision“, 84% für die „Lockerung“ und 58% für das Kriterium „Constant-Score unter 30 Punkte“. Patienten, bei denen die Implantation wegen einer RDA erfolgte, wiesen signifikant bessere Werte auf, als diejenigen, bei denen die Operation aus anderer Indikation vorgenommen worden war. Aufgrund der Ergebnisse plädieren die Autoren dafür, die Implantation nur bei über 70-jährigen mit niedrigen funktionellen Ansprüchen vorzunehmen. Auch sollte darauf geachtet werden, dass der Patient keine zu hohen Ansprüche mehr an die Prothese stellt (Boileau 2006). Sirveaux et al. (2004) fanden bei 80 inversen Grammont-Prothesen ähnliche Werte nach 44 Monaten. Danach ist für die Kriterien „Glenoidlockerung“ und „Constant-Score unter 10 Punkten“ ein starker Abfall bis zum Endpunkt der Untersuchung nach 95 Monaten festzustellen. Die Überlebensrate liegt dann nur noch bei ca. 30%. Für das Kriterium „Revision/Prothesenversagen“ dagegen betragen die Werte immer noch ca. 95%.

Zusammenfassend ist unter Berücksichtigung der hohen Komplikationsrate und der eingeschränkten Standzeit das Verfahren nach wie vor als risikobehaftet einzustufen und sollte nur den Fällen vorbehalten bleiben, bei denen mit anderen Methoden keine zufriedenstellende Verbesserung erreicht werden kann. Bis aktuelle Studien nachweisen können, dass mit modernen, weiter entwickelten Implantaten weniger Komplikationen auftreten, sollte die Implantation vorzugsweise nur bei älteren Patienten erfolgen.

7. Schlussfolgerung

Diese Studie untersucht die mittelfristigen Ergebnisse und Komplikationen nach Einsatz einer inversen Delta-III-Prothese vor dem Hintergrund der Ätiologie und ihrer Komplikationen. Das Patientengut wurde in drei Diagnosegruppen eingeteilt - Rotatorendefektarthropathie, Frakturfolgen und Prothesenwechsel. Da die einzelnen Diagnosegruppen ganz unterschiedliche präoperative Bedingungen aufweisen, welche das postoperative funktionelle und klinische Ergebnis maßgeblich beeinflussen (Trauma, Weichteilschaden, Anatomie, Kondition), ist nur auf diese Weise eine Vergleichbarkeit der Ergebnisse möglich. In Kenntnis der unterschiedlichen Ausgangsbedingungen sind die Erfolgsaussichten relativ gut prognostizierbar und sollten mit dem Patienten präoperativ unbedingt besprochen werden.

Die in unserer Studie erhobenen Daten liegen insgesamt auf dem Niveau der in der Literatur publizierten Daten, wobei der ermittelte präoperative Durchschnittswert sehr niedrig, und darum die relative Verbesserung (Delta-CS) als sehr gut einzustufen ist. Das funktionelle Ergebnis und die Schmerzlinderung sind bei RDA besser als bei FS und den Wechseloperationen. Im Einzelfall muss allerdings berücksichtigt werden, dass der Delta-CS in allen Gruppen erstaunlich hoch und der funktionelle Gewinn oft auch bei desolaten Zuständen in den letztgenannten Gruppen sehr gut ist.

Die irreparable Rotatorenmanschettenruptur per se stellt keine zwingende klinische Indikation für den Einsatz einer RSP dar, jedoch wird diese Methode dann angewendet, wenn die konservativen Ansätze ausgereizt sind, eine Muskelerersatzplastik nicht möglich ist, der Patient eine schmerzfreie und ausreichende Beweglichkeit des Schultergelenkes wünscht und er bezüglich des Alters und Allgemeinzustands für den Eingriff in Frage kommt. Dieser Aspekt gewinnt hinsichtlich der demographischen Entwicklung, einer steigenden durchschnittlichen Lebenserwartung und steigendem Renteneintrittsalter, zunehmend an Bedeutung.

Die Komplikationen traten zwar in allen drei Diagnosegruppen auf, anhand der Häufigkeit lassen sich jedoch spezifische Komplikationen ableiten. So traten

z.B. Infektionen und Materiallockerungen vor allem bei voroperierten Schultergelenken (FS, W) auf.

Zusammenfassend zeigt sich auch in dieser Studie, dass die inversen Endoprothesen eine wertvolle Bereicherung im therapeutischen Spektrum darstellen, in den Fällen, in denen mit anderen Methoden keine wesentliche Verbesserung des Zustandes erreicht werden kann. Da die Komplikations- und Revisionsrate inverser Prothesen aber hoch und die Standzeit begrenzt ist, sollte die Indikation zur Implantation nach strengen Kriterien gestellt werden, bis die wahrscheinlich besseren Resultate neuer, weiter entwickelter Implantate durch Studien belegt werden können.

8. Literatur- und Quellenverzeichnis

1. **Bateman** JE (1963) The diagnosis and treatment of ruptures of the rotator cuff. Surg Clin North Am; 43: 1523-1530
2. **Boileau** P, O'Shea, K, Moineau G, Rousanne Y (2011) Bony Increased Offset Reversed Shoulder Arthroplasty Minimizing Scapular Impingement While Maximizing Glenoid Fixation. Clin Orthop Relat Res; 469: 2558-2567
3. **Boileau** P, Trojani C, Chuinard C (2007) Latissimus dorsi and teres major transfer with reverse total shoulder arthroplasty for a combined loss of elevation and external rotation. Techniques Shoulder Elbow Surg; 8(1): 13-22
4. **Boileau** P, Chuinard C, Le Huec JC, Walch G, Trojani C (2006) Proximale humerus fracture sequelae: impact of a new radiographic classification on arthroplasty. Clin Orthop; 442: 121-130
5. **Boileau** W, Walch G, Trojani C, Sinnerton R, Romeo AA, Veneau B (1998) Sequelae of fractures of the proximal humerus: Surgical classification. In: Walch G, Boileau P (Edts.): Shoulder Arthroplasty. Berlin, Heidelberg, New York: Springer, p. 349-358
6. **Constant** CR, Gerber C, Emery RJH, Søjberg JO, Gohlke F, Boileau P (2008) A review of the Constant score: Modifications and guidelines for its use. J Shoulder Elbow Surg; 17(2): 355-361
7. **Constant** CR, Murley AH (1987) A clinical method of functional assessment of the shoulder. Clin Orthop Relat Res; 214: 160-164
8. **Day** JS, McDonald DW, Olsen M, Getz C, Williams GR, Kurtz SM (2011) Polyethylene wear in retrieved reverse total shoulder components. J Shoulder Elbow Surg; 19: 1115-1120
9. **Day** JS, Lau E, Ong KL, Williams GR, Ramsey ML, Kurtz SM (2010) Prevalence and projections of total shoulder and elbow arthroplasty in the United States to 2015. J Shoulder Elbow Surg; 19(8): 1115-20
10. **Ellman** H, Gartsman GM (1993) Open repair of full-thickness rotator cuff tears. Ellman H, Gartsman GM (Edts.) Lea und Febiger, Philadelphia, Hong Kong, p.p.181-202
11. **Engel** G (2009) Die anatomische Anpassung der Univers 3-D Schulterprothese und ihre mittelfristigen klinischen Ergebnisse am Beispiel der idiopathischen O-

marthrose. Dissertation ATOS Praxisklinik Heidelberg, Praxis für Schulter- und Ellenbogenchirurgie, Wiesbaden. Ludwig-Maximilian-Universität München

12. **Farshad M**, Gerber C (2010) Reverse total shoulder arthroplasty – from the most to the least common complication. *Int Orthop*; 34: 1075-1082
13. **Favard L**, Le Du C, Bicknell R, Sirveaux F, Levigne C, Boileau P, Molé D, Walch G (2006) Reverse prosthesis for cuff tear arthritis (Hamda IV and V) without previous surgery. *Nice shoulder course: Reverse shoulder arthroplasty*. Sauramps medical, Montpellier; p.p.113-123
14. **Flury MP**, Frey P, Goldhahn J, Schwyzer HK, Simmen BR (2011) Reverse shoulder arthroplasty as a salvage procedure for failed conventional shoulder replacement due to cuff failure – midterm results. *Int Orthop*; 35: 53-60
15. **Foroohar A**, Tosti R, Richmond JM, Gaughan JP, Ilyas AM (2011) Classification and treatment of proximal humerus fractures: inter-observer reliability and agreement across imaging modalities and experience. *J Orthop Surg Res*; 6: 38
16. **Frankle M**, Levy JC, Pupello D, Siegal S, Saleem A, Mighell M, Vasey M (2006) The reverse shoulder prosthesis for glenohumeral arthritis associated with severe rotator cuff deficiency: an minimum two-year follow-up study of sixty patients: surgical technique. *J Bone Joint Surg Am*; 88(Suppl 1 Pt 2): 178-190
17. **Friedmann R** et al. (1992) Glenohumeral translation after total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg*; 1: 312-316
18. **Glatzel M**, Rucker A, Gohlke F (2007) Defektarthropathie - Omarthrose bei irreparablen Defekten der Rotatorenmanschette. *Arthritis + Rheuma*; 27: 78-86
19. **Gohlke F**, Rolf O, Werner CH (2006) Results of reverse arthroplasty in revision of failed hemiarthroplasties. *Nice shoulder course: Reverse shoulder arthroplasty*. Sauramps medical, Montpellier; p.p. 209-216
20. **Gonzales JF**, Chuinard C, Boileau P (2006) Reverse total shoulder arthroplasty after failed rotator cuff surgery. *Nice shoulder course: Reverse shoulder arthroplasty*. Sauramps medical, Montpellier; p.p. 133-147
21. **Gorenoi V** et al. (2008) Gelenkprothesenregister für Deutschland. Bundesministerium für Gesundheit, DIMD. HTA-Bericht 92
22. **Goutallier DP**, Postel JM, Bernageau J, Lavau L, Voisin MC (1995) Fatty infiltration of disrupted rotator cuff muscles. *Rev Rhum Engl Ed*; 62(6): 415-422

23. **Goutallier** DP, Postel JM, Bernageau J, Lavau L, Voisin MC (1994) Fatty muscle degeneration in cuff ruptures. Pre- and postoperative evaluation by CT scan. Clin Orthop Relat Res; 304: 78-83
24. **Grammont** PM, Baulot E (1993) Delta shoulder prosthesis for rotator cuff rupture. Orthopedics; 16(1): 65-68.
25. **Greiner** S, Back DA, Herrmann S, Perka C, Asbach P(2010) Degenerative Changes of the deltoid muscle have impact on clinical outcome after reversed total shoulder arthroplasty. Arch Orthop Trauma Surg; 130: 177-183
26. **Guery** J, Favard L, Sirveaux F, Oudet D, Mole D, Walch G (2006) Reverse total shoulder arthroplasty. Survivorship analysis of eighty replacements followed five to ten years. J Bone Joint Surg Am; 88(8): 1742-1747
27. **Gutiérrez S**, Walker M, Willis M, Pupello DR, Frankle MA (2011) Effects of tilt and glenosphere eccentricity on baseplate/bone interface in a computational model, validated by a mechanical model, of reverse arthroplasty. J Shoulder Elbow Surg; 20: 732-739
28. **Halverson** PB, Cheung HS, Mc Carty DJ, Garancis J, Mandel N (1981) "Milwaukee Shoulder": association of microspheroids containing hydroxylapatite crystals, active collagenase and neutral protease with rotator cuff defects. Chapter I-III. Arthritis Rheum; 24(3): 464-491
29. **Hamada** K, Fukuda H, Mikasa M, Kobayashi Y (1990) Roentgenographic Findings in Massive Rotator Cuff Tears – A Long-Term Observation. Clin Orthop Relat Res; 254: 92-96
30. **Hamada** K, Yamanaka K, Uchiyama Y, Mikasa T, Mikasa M (2011) A Radiographic Classification of Massive Rotator Cuff Tear Arthritis. Clin Orthop Relat Res; 469: 2452-2460
31. **Harman** M, Frankle M, Vasey M, Banks S (2005) Initial glenoid component fixation in „reverse“ total shoulder arthroplasty: a biomechanical evaluation. J Shoulder Elbow Surg 14: 162-167
32. **Harreld** K, Puskas BL, Frankle M (2011) Massive Rotator Cuff Tears without Arthropathy – When Consider Reverse Shoulder Arthroplasty. J Bone Joint Surg Am; 93: 973-984
33. **Hedtmann** A, Heers G (2001) Prinzipien der Schulterendoprothetik. Orthopäde; 30: 354-362

34. **Herold** G et al. (2007) Rheumatoide Arthritis In: Innere Medizin. Herausgeber: Herold 2007 Köln; 587 ff
35. **Hill** C, Gill TK, Shanahan EM, Taylor AW (2010) Prevalence and correlates of shoulder pain and stiffness in a population-based study: the North West Adelaide Health Study. *Int JRheum Dis*; 13: 215-222
36. **Hopkins** AR, Hansen UN, Bull AMJ, Emery R (2008) Fixation of the reversed shoulder prostheses. *J Shoulder Elbow Surg* 17(6): 974-979
37. **Hsu** SH, et al. (2011) Reverse Total Shoulder Arthroplasty – Biomechanics and Rationale. *Operative Techniques in Orthopaedics*; 21: 52-59
38. **Huguet** D, Favard L, Lautmann S, Sirveaux F et al. (2001) Épidémiologie, imagerie, classification de l'omarthrose avec rupture massive at non réparable de la coiffe. In: Walch G, Boileau P, Molé D, Hrsg. 2000 Shoulder Prostheses two to ten year follow-up. Montpellier: Sauramps médical 2001; 233-240
39. **Ianotti** JP, Mc. Carron J, Raymond CJ, Ricchetti ET, Abboud JA, Brems JJ, Williams GR (2010) Agreement study of radiographic classification of rotator cuff tear arthropathy. *J Shoulder Elbow Surg*; 19: 1243-1249
40. **Irlenbusch** U et al. (2011) Schultergürtel und Oberarm. In: Winkler KH (Hrsg.): Facharztleitfaden Orthopädie und Unfallchirurgie. Elsevier, Urban und Fischer, München 2011; 499-570
41. **Irlenbusch** U, Forke L, Fuhrmann U, Gebhardt K, Rott O (2010) Zur Differentialindikation anatomischer und inverser Schulterendoprothesen bei der chronischen Polyarthritis. *Z Rheumatol*; 3: 240-249
42. **Irlenbusch** U, Gebhardt K, Fuhrmann U, Rott O (2008) Differentialindikation anatomischer und inverser Schulterendoprothesen in der sekundären Frakturprothetik. *Z Orthop Unfallchir*; 146: 478-485
43. **Irlenbusch** U, Fuhrmann U, Rott O (2008) Ergebnisse der inversen Schulterendoprothese bei Rotatorendefektarthropathie, „chronischer Traumaschulter“ und Endoprothesenwechsel. *Orthop Praxis*; 44(3): 111-121
44. **Irlenbusch** U, Bernsdorf M, Born S, Gansen HK, Lorenz U (2008) Electromyographic analysis of muscle function after latissimus dorsi tendon transfer. *J Shoulder Elbow Surg*; 17(3): 492-499

45. **Irlenbusch** U, Bernsdorf M, Bracht M, Gansen HK, Lorenz U, Thiel J (2008) Latissimus dorsi transfer in case of an irreparable rotator cuff tear – a longitudinal study of 52 patients over 50 months. *J Shoulder Elbow Surg*; 17(4): 527-534
46. **Irlenbusch** U, Irlenbusch L (2007) Aktueller Stand der Schulterendoprothetik. *Orthopädie Unfallchirurgie up2date*; 4(2): 289-312
47. **Joo** Han Oh, Chung SW, Oh CH, Kim SH, Park SJ, Kim KW, Park JH, Lee SB, Lee JJ (2011) The prevalence of shoulder osteoarthritis in the elderly Korean population: association with risk factors and function. *J Shoulder Elbow Surg* 2011; 20: 756-63
48. **Jouve** F, Wall B, Walch G (2006) Revision of shoulder hemiarthroplasty with reverse prosthesis. In: *Nice shoulder course: Reverse shoulder arthroplasty*. Sau-ramps medical, Montpellier; p.p. 217-228
49. **Kempton** LB, Balasubramaniam M, Ankerson E, Wiater JM (2011) A radiographic analysis of the effects of prosthesis design on scapular notching following reverse total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg*; 20: 571-576
50. **Kilic** M, Berth A, Blatter G, Fuhrmann U, Gebhardt K, Rott O, Zenz P, Irlenbusch U (2010) Anatomic and reverse shoulder prostheses in fracture sequelae of the humeral head. *Acta Orthop Traumatol Turc*; 44(6): 417-425
51. **Klein** M, Hinkenjann B, Scherger B, Ostermann PAW (2006) Ergebnisse mit der inversen Delta-III-Schulterprothese bei Omarthrose, Mehrfragmentfraktur des proximalen Humerus und als Revisionsprothese. *Orthop Praxis*; 42(7): 437-444
52. **Kohut** G, Dallmann F, Irlenbusch U (2011) Wear induced loss of mass in reversed total shoulder arthroplasty in conventional and inverted bearing materials. *J Biomech*; 45: 469-473
53. **Larsen** A, Dale K, Eek M (1977) Radiographic evaluation of rheumatoid arthritis and related conditions by standard reference films. *Acta Radiol Diagnost*; 18: 481-491
54. **Lastayo** PC, Wright T, Jaffe R, Hartzel J (1998) Continuous passive motion after repair of the rotator cuff. A prospective outcome study. *J Bone Joint Surg Am*; 80: 1002-1011
55. **Lévigne** C, Garreot J, Boileau P, Alami G, Favard L, Walch G (2011) Scapular Notching in Reverse Shoulder Arthroplasty: Is It Important to Avoid It and How? *Clin Orthop Relat Res*; 469(9): 2469-2475

56. **Lévigne** C, Boileau P, Favard L, Garaud P, Loé D, Sirveaux F, Walch G (2008) Scapular notching in reverse shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg*; 17(6): 925-935
57. **Levy** J, Frankle M, Mighell M, Pupello D (2007) The use of reversed shoulder prosthesis for the treatment of failed hemiarthroplasty for proximal humerus fracture. *J Bone Joint Surg Am*; 89(2): 292-300
58. **Lillkrona** U (2008) How should we use the Constant Score - a commentary. *J Shoulder Elbow Surg*; 17(2): 362-363
59. **Litchfield** R, McKee MD, Balyk R, Mandel S, Holtby R, Hollinshead R, Drosdowech D, Wambolt SE, Griffin SH, McCormack R (2011) Cemented versus uncemented fixation of humeral components in total shoulder arthroplasty for osteoarthritis of the shoulder: a prospective, randomized, double-blind clinical trial – A JOINT's Canada Project. *J Shoulder Elbow Surg* 2011; 20: 529-536
60. **Loew** M (2010) Geschichte und Entwicklung der Schulterendoprothetik. In: *AE Manual der Endoprothetik*. Loew M. (Hrsg.) Springer, Heidelberg, Dordrecht, London, New York; p.p. 1-10
61. **Macaulay** AA, Greiwe RM, Bigliani LU (2010) Rotator Cuff Deficient Arthritis of the Glenohumeral Joint. *Clin Orthop Surg*; 2: 196-202
62. **Majed** A, Macleod I, Bull AM, Zyto K, Resch H, Hertel R, Reilly P, Emery RJ (2011) Proximal humeral fracture classification systems revisited. *J Shoulder Elbow Surg*; 20: 1125-1132
63. **Middernacht** B, De Roo PJ, Vasn Maele P, De Wilde LF (2008) Consequences of Scapular Anatomy for Reversed Total Shoulder Arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 2008; 466: 1410-1418
64. **Molé** D, Navez G, Turell P, Roche O, Sirveaux F (2006) Reversed prosthesis for massive cuff tear without gleono-humeral osteoarthritis. *Nice shoulder course: Reverse shoulder arthroplasty*. Sauramps medical, Montpellier; p.p. 125-132
65. **Naveed** MA, Kitson J, Bunker TD (2011) The Delta-III reverse shoulder replacement for cuff tear arthropathy. A single-centre study of 50 consecutive procedures. *J Bone Joint Surg Br*; 93-B, 1: 57-61
66. **Neer** CS, Craig EV, Fukuda H. (1983) Cuff-tear arthropathy. *J Bone Joint Surg Am*; 65: 1232-1244

67. **Nicholson** GP, Strauss EJ, Sherman SL (2011) Scapular Notching – Recognition and Strategies to Minimize Clinical Impact. *Clin Orthop Relat Res*; 469(9): 2521-2530
68. **Nyffeler** RW, Werner CML, Gerber C (2005) Biomechanical relevance of glenoid component positioning in the reverse Delta-III total shoulder prosthesis. *J Shoulder Elbow Surg*; 14: 524-528
69. **Paladini** P, Collu A, Campi E, Porcellini E (2005) The inverse prosthesis as a revision prosthesis in failures of shoulder hemiarthroplasty. *Chir Organi Mov*; 90(1): 11-21
70. **Patte D** (1990) Classification of rotator cuff lesions. *Clin Orthop Relat Res*; 254: 81-6
71. **Raab** MG, Rzeszutko D, O'Connor W, Greatting MD (1996) Early results of continuous passive motion after rotator cuff repair: A prospective, randomized, blinded, controlled study. *J Orthop*; 25: 214-220
72. **Resch** H (2003) Die Humeruskopffraktur. *Der Unfallchirurg*; 106: 602-617
73. **Sanchez-Sotelo** J, Wright TW, O'Driscoll SW, Cofield RH, Rowland CM (2001) Radiographic assessment of uncemented humeral components in total shoulder arthroplasty. *J Arthroplasty*; 16(2): 180-187
74. **Schiebler** TH, Arnold G, Beier HM, Herrmann M, Kaufmann, Kretschmann HJ et al. (2003) Das Schultergelenk. In: *Anatomie - Kapitel 10*, Hrsg.: Schiebler TH, Schmidt W, Anatomie. Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, Seite 274
75. **Seebauer** L, Walter W, Keyl W (2005) Die inverse Schulterendoprothese zur Behandlung der Defektarthropathie. *Oper Orthop Traumatol*; 17; 1: 1-24
76. **Simovitch** R, Naeder H, Zumstein MA, Gerber C (2007) Impact of fatty infiltration of the teres minor muscle on the outcome of reverse total shoulder arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*; 89: 934-939
77. **Simovitch** R et al. (2007b) Predictors of scapular notching in patients managed with the Delta-III reverse total shoulder replacement. *J Bone Joint Surg Am*; 89: 588-600
78. **Sirveaux** F, Favard L, Oudet D (2004) Grammont inverted total shoulder arthroplasty in the treatment of glenohumeral osteoarthritis with massive cuff rupture of the cuff: results of a multicenter study of 80 shoulders. *J Bone Joint Surg Br*; 86: 388–395

79. **Stechel** A, Fuhrmann U, Irlenbusch L, Rott O, Irlenbusch U (2010) Results of reversed shoulder arthroplasty in cuff tear arthritis, fracture sequelae and revision arthroplasty. *Acta Orthop*; 81(3): 367-372
80. **Steenbrink** F, de Groot JH, Veeger HE, van der Helm FC, Rozing PM (2009) Glenohumeral stability in simulated rotator cuff tears. *J Biomech*; 42: 1740-1745
81. **Stephenson** DR, Oh JH, McGarry MH, Rick Hatch GF 3rd, Lee TQ (2011) Effect of humeral component version on impingement in reverse total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg*; 20: 652-658
82. **Terrier** A, Reist A, Merlini F, Farron A (2008) Simulated joint and muscle forces in reversed and anatomic shoulder prosthesis. *J Bone Joint Surg Br*; 90-B: 751-756
83. **Thomas** M, Dieball O, Busse M (2003) Normalwerte der Schulterkraft in Abhängigkeit von Alter und Geschlecht – Vergleich zum Constant-, UCLA-, ASES-Score und SF-36 Fragebogen. *Z Orthop*; 141: 160-170
84. **Thomas** T, Noël E, Goupille P, Duquesnoy B, Combe B (2006) The rheumatoid shoulder: Current consensus on diagnosis and treatment. *Joint Bone Spine*; 73: 139-143
85. **Trieb** K (2006) Rheumaorthopädische Therapieplanung. *Radiologe*; 46: 376-383
86. **Valenti** PH, Boutens D, Nerot C (2001) Delta 3 reversed prosthesis for arthritis with massive rotator cuff tear: long term results (over 5 years). In: Walch G, Boileau P, Molé D (Edts.): 2000 shoulder prostheses. Two to ten year follow-up. Nice Shoulder Course 2001. Sauramps medical, Montpellier; p.p. 253-259
87. **Valenti** P, Sauzières P, Katz D, Kalouche I, Kilinc S (2011) Do Less Medialized Reverse Shoulder Prostheses Increase Motion and Reduce Notching? *Clin Orthop Relat Res*; 469 (9): 2550-2557
88. **Vignon** E, Gateau O, Martin A, Hartmann D, Bejui J, Biol MC, Vanier MT, Louisot P, Richard M. (1987) Screening of degradative enzymes from articular cartilage in experimental osteoarthritis. *Clin Rheumatol*; 6-2: 208-214
89. **Walch** G, Edwards B, Boulahia A, Nove-Josserand L, Neyton L, Szabo I (2005) Arthroscopic tenotomy of the long head of the biceps in the treatment of rotator cuff tears: clinical and radiographic results of 307 cases. *J Shoulder Elbow Surg*; 14: 238-246

90. **Wall** B, Nové-Josserand L, O'Conner DP, Edwards B, Walch G (2007) Reverse total shoulder arthroplasty: a review of results according to etiology. *J Bone Joint Surg Am*; 89(7): 1476-1485
91. **Wall** B, Walch G, Jouve F, Mottier F (2006) The reverse shoulder prosthesis for revision of failed total shoulder arthroplasty. *Nice shoulder course: Reverse shoulder arthroplasty*. Sauramps medical, Montpellier; p.p. 231-242
92. **Werner** CML, Steinmann PA, Gilbert M, Gerber C (2006) Treatment of Painful Pseudoparesis Due to Irreparable Rotator Cuff Dysfunction with the Reverse-Ball-and-Socket Total Shoulder Prosthesis. *J Bone Joint Surg Am*; 87: 1476-1486
93. **Whatley** A, Fowler RL, Warner JJ, Higgins LD (2011) Postoperative rupture of the anterolateral deltoid muscle following reverse total shoulder arthroplasty in patients who have undergone open rotator cuff repair. *J Shoulder Elbow Surg*; 20: 114-122

Legende Abbildungen:

Abb. 1: Bestandteile der Rotatorenmanschette (modifiziert nach Engel 2009)

Abb. 2: Physiologische Gelenkverhältnisse, inverse und anatomische Prothese: Die Implantation einer inversen Endoprothese (Mitte) führt zu einer Vergrößerung der Distanz zwischen dem Akromion und Tuberkulum majus (DTA, auch als akromi-ohumerale Distanz bezeichnet) sowie zu einer Vergrößerung des humeralen Offset. Im Gegensatz dazu sind bei Implantation einer anatomischen Prothese (rechts) im Idealfall die Verhältnisse identisch mit den Ausgangsbedingungen (aus Irlenbusch und Irlenbusch 2007).

Abb. 3: Komponenten der Delta III Schulterendoprothese (von links nach rechts): Prothesenschaft, metaphysäre Komponente, humerale Gelenkfläche aus PE, Glenopshäre (skapulaseitige Gelenkfläche aus Metall), Metaglène (Basisplatte), superiore und inferiore winkelstabile Schraube. Zusätzlich können eine anteriore und posteriore Zugschraube (nicht abgebildet) zur Befestigung der Basisplatte eingebracht werden (aus: DELTA CTA Reverse Shoulder Prosthesis, Surgical Technique, DePuy - a Johnson&Johnson Company).

Abb. 4: Verschiedene historische Modelle gekoppelter und halbgekoppelter Schulterprothesen mit lateralisiertem Rotationszentrum; von links nach rechts Modelle Fenlin, DePuy, Kessel, Kölbel.

Abb. 5: Skapulanotching: a) am medialen Rand der Notch hat sich ein großer Sporn herausgebildet, der die Notch tiefer erscheinen lässt als sie tatsächlich ist; b) die über die inferiore Schraube hinausgehenden Osteolysen können nicht mechanisch bedingt sein, sondern sind wahrscheinlich auf die PE-Krankheit zurückzuführen (aus: Middernacht et al. 2008).

Abb. 6: Beispiel für die Implantation einer inversen Delta-III-Endoprothese bei Rotatorendefektarthropathie: R.M., 61 Jahre, weiblich, RDA Grad Hamada IV.

Abb. 7: Vergleich der röntgenologischen Veränderungen bei Arthrose (links) und RDA (rechts): Die degenerativen Veränderungen bei der Arthrose sind vorwiegend glenohumeral lokalisiert, bei der RDA hingegen subakromial.

Abb. 8: Beispiele für sekundär endoprothetische Versorgung mit einer inversen Delta-III-Endoprothese bei in Fehlstellung verheilten Frakturen: a) M.I., 79 Jahre, weib-

lich, persistierende Luxation bei in Fehlstellung verheilten subkapitalen Humeruskopffrakturen; b) U.S., 72 Jahre, weiblich, in Fehlstellung verheilte HK-Fraktur mit partieller Kopfnekrose, Osteolyse der Tuberkula und Schraubenperforation mit Erosion des Glenoids.

Abb. 9: Beispiele für Wechsel von einer anatomischen auf eine inverse Endoprothese:

a) K.E., männlich, 72 Jahre, Migration einer anatomischen Kopfprothese infolge Osteolyse der Tuberkula; b) G.G., 68 Jahre, weiblich, Aseptische Lockerung einer Frakturendoprothese mit Schaftausbruch und kompletter Osteolyse der Tuberkula.

Abb. 10: Primäre Frakturversorgung mit einer inversen Endoprothese (H.L., 68 Jahre, männlich).

Abb. 11: Sehnenretraktion nach Patte (1990): Grad I: Sehnenstumpf liegt zwischen Tub. majus und Apex; Grad II: Sehnenstumpf liegt zwischen Apex und Glenoidrand; Grad III: Sehnenstumpf liegt hinter dem Glenoidrand.

Abb. 12: Implantation einer Delta-Xtend-Prothese bei einer in Fehlstellung verheilten Fraktur: Die Glenosphäre weist einen Durchmesser von 42 mm auf (gegenüber 36 bei der Delta-III-Prothese), zusätzlich wurde die Basisplatte weit inferior positioniert. Auf diese Weise wurde ein inferiorer Überstand erzielt, so dass die Notchinggefahr geringer ist; der Humerusschaft besteht nur aus einer Komponente, somit sind Dekonnektionen ausgeschlossen.

Abb. 13: Technische Maßnahmen zur Reduzierung der Notchingproblematik: a) Exzentrische Gestaltung der Glenosphere (Delta Xtend); b) exzentrische Gestaltung der Basisplatte (Affinis Invers) (aus Irlenbusch und Irlenbusch 2007).

Abb. 14: Affinis Inverse Endoprothese.

Abb. 15: Unterschiedliche Lage des Rotationszentrums (R) bei inversen Prothesen: A) R medialisiert, Lage im Prothesen/Knochen-interface; B) Lateralisiertes R durch konstruktive Merkmale (z.B. Encore- oder Arrow-Prothese); C) Lateralisierung des R bei der BIO-RSA (Bony Increased Offset) mittels einer unterfütterten Knochenscheibe (aus: Boileau et al. 2011).

Abb. 16: Klassifikation der Rotatorendefektarthropathie nach Hamada et al. (1990) (aus Irlenbusch et al. 2011)

Abb. 17: Klassifikation der Glenoiderosion nach Favard et al. (2006): E0 - superiore Migration des Humeruskopfes ohne Glenoiderosion; E1 - konzentrische Glenoiderosion; E2 - Glenoiderosion vorwiegend am superioren Pol; E3 - generelle Glenoiderosion, besonders ausgeprägt am superioren Pol; E4 - Glenoiderosion vorwiegend am inferioren Pol (aus: Lévine et al. 2011).

Abb. 18: Klassifikation der in Fehlstellung verheilten Frakturen nach Boileau und Walch; Erläuterungen siehe Text (aus: Irlenbusch und Irlenbusch 2007).

Abb. 19: Einteilung der Zonen am Humerusschaft zur Beurteilung der radiologischen Lysezonen (aus Lévine et al. 2011).

Abb. 20: Skapulanotching nach Sirveaux (2004): Grad 0 = kein Notching; Grad 1 = kleine Notch auf den Skapulahals beschränkt, erreicht nicht die inferiore Schraube; Grad 2 = Notch reicht bis zum Rand der inferioren Schraube; Grad 3 = große Notch bis über die inferiore Schraube hinaus reichend; Grad 4 = Ausdehnung des Notching bis zur Basisplatte.

Abb. 21: Zeitlicher Verlauf des Constant-Score, Gesamtgruppe (Medianwerte, prä-, postoperative Unterschiede zu allen Zeitpunkten $P \leq 0,001$; Box = 25% und 75% Perzentilbereich, Whisker = Max.- und Min.-wert, o = Ausreißer – Fälle mit Werten zwischen der 1,5- und 3-fachen Boxlänge von jedem Ende der Box).

Abb. 22: Zeitlicher Verlauf des Constant Score, frühere Untersuchung mit einem FU von 18 Monaten am gleichen Patientengut, Legende siehe Abb. 21 (aus: Irlenbusch et al. 2008).

Abb. 23 a-c: Zeitlicher Verlauf des Constant Score bei Rotatorendefektarthropathie, Fracture sequelae und Prothesenwechsel.

Abb. 24: Prä- und postoperative Entwicklung der aktiven Anteversion.

Abb. 25: Prä- und postoperative Entwicklung der aktiven Abduktion.

Abb. 26: Postoperative Mittelwerte der aktiven Außenrotation bei anliegendem Arm.

Abb. 27: Postoperative Mittelwerte der aktiven Außenrotation bei 90° abduziertem Arm.

Legende Tabellen:

Tab. 1: Constant Score im zeitlichen Verlauf, Gesamtgruppe.

Tab. 2: Constant Score nach Diagnose präoperativ.

Tab. 3: Constant Score nach Diagnose zum mittleren FU-Zeitpunkt.

Tab. 4: Schmerzentwicklung im Untersuchungszeitraum nach Diagnose.

Tab. 5: Kraftentwicklung im Untersuchungszeitraum nach Diagnose.

Tab. 6: Komplikationen.

Tab. 7: Skapulanotching, Klassifizierung nach Sirveaux (2004).

Tab. 8: Vergleich publizierter Daten nach Implantation inverser Schulterendoprothesen (RDA = Rotatorendefektarthropathie; IRMR = Irreparable Rotatorenmanschettenruptur; Versch. = Verschiedenes; W=Wechsel von anatomischer auf inverse Endoprothese; ^a = max. 10 Punkte/VAS, ^b = max. 15 Punkte; P = Punkte Constant-Score, % = korrigierter Constant-Score; ^c = 0° Abduktion, ^d = 90° Abduktion).

9.2 Danksagung

Meinem Doktorvater Herrn Univ.-Prof. Dr. med. Dr. rer. nat. Gunther O. Hofmann danke ich für die ausgezeichnete Betreuung und für die Möglichkeit, unter seiner Leitung meine Promotion durchzuführen.

Meinem Schwiegervater Herrn PD Dr. med. habil. Ulrich Irlenbusch danke ich für die Idee zu dieser Arbeit und für seine uneingeschränkte fachliche, wie auch persönliche Unterstützung. In diesem Zusammenhang bedanke ich mich bei den MitarbeiterInnen des Marienstiftes Arnstadt für die gute Zusammenarbeit und bei den Patienten, welche bereitwillig erschienen sind.

Ich bedanke mich bei meinem Mann Herrn Dipl.-Ing. Architekt Kai Irlenbusch (Anm.: Zu Beginn der Promotion hieß ich noch Stechel) und unseren Freunden und Bekannten, Frau Dr. Friederike Tesch und Herrn Achim Bartels, für die Unterstützung bei der ortho-/ graphischen Gestaltung und Korrektur dieser Arbeit.

Mein innigster Dank gilt all denen, die mich auf diesem Weg unterstützen, die das Leben lebenswert machen und ihm einen Sinn geben.

9.3 Ehrenwörtliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass mir die Promotionsordnung der Medizinischen Fakultät der Friedrich-Schiller- Universität bekannt ist, dass

ich die Dissertation selbst angefertigt habe und alle von mir benutzten Hilfsmittel, persönlichen Mitteilungen und Quellen in meiner Arbeit angegeben sind,

mich folgende Personen bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskripts unterstützt haben:

Herr Univ.-Prof. Dr. med. Dr. rer. nat. Gunther O. Hofmann,

Herr PD Dr. med. habil. Ulrich Irlenbusch

Herr Dipl.-Ing. Architekt Kai Irlenbusch,

Herr PhD Dominik Pfluger, Statistical consultant

die Hilfe eines Promotionsberaters nicht in Anspruch genommen wurde und dass Dritte weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen von mir für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen,

ich die Dissertation noch nicht als Prüfungsarbeit für eine staatliche oder andere wissenschaftliche Prüfung eingereicht habe und

ich die gleiche, eine in wesentlichen Teilen ähnliche oder eine andere Abhandlung nicht bei einer anderen Hochschule als Dissertation eingereicht habe.

Leipzig, 01.07.2013